

Aus dem Institut für Arbeits- und Sozialmedizin
der
Johannes Gutenberg-Universität in Mainz

AKUTE AUSWIRKUNGEN VON
LÄRM-, SCHWINGUNGS- UND STATISCHER MUSKELBELASTUNG
AUF DIE PERIPHERE FINGERDURCHBLUTUNG

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung der Würde des Doktors der Medizin
der
Johannes Gutenberg-Universität in Mainz

den Medizinischen Fachbereichen vorgelegt
von

Ludwig Ess
aus Bad Kreuznach

Mainz ~~1983~~

1984





Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41554402_0055

Aus dem Institut für Arbeits- und Sozialmedizin
der

Johannes Gutenberg-Universität in Mainz

AKUTE AUSWIRKUNGEN VON
LÄRM-, SCHWINGUNGS- UND STATISCHER MUSKELBELASTUNG
AUF DIE PERIPHERE FINGERDURCHBLUTUNG

Inaugural-Dissertation

zur

Erlangung der Würde des Doktors der Medizin

der

Johannes Gutenberg-Universität in Mainz

den Medizinischen Fachbereichen vorgelegt
von

Ludwig Ess

aus Bad Kreuznach

Mainz 1983

Dekan: Prof. Dr. Dr. W. Ketterl

1. Gutachter: Prof. Dr. H. Dupuis

2. Gutachter: Prof. Dr. Dr. G. Jansen

Tag der mündlichen Prüfung: 18.01.1984

Für die Überlassung des Themas möchte ich mich ganz herzlich bei Herrn Prof. Dr. H. Dupuis bedanken, der mir stets hilfreich mit Hinweisen und Ratschlägen zur Seite stand.

Ebenso bedanke ich mich bei Herrn Ing. Hartung, Herrn Adler, Frau Gilsdorf und Frau Petri vom Institut für Arbeits und Sozialmedizin der Universität Mainz für die Mühe und Unterstützung, die sie mir bei der Durchführung der Arbeit zuteil werden ließen.

Herr Dr. Jerzey Zagorski aus Lublin/Polen war mir ein wertvoller Mitarbeiter bei der Erarbeitung des ersten experimentellen Abschnittes der Doktorarbeit, wofür ich mich recht herzlich bedanken möchte.

Die Erarbeitung des zweiten experimentellen Abschnittes der Arbeit wurde ganz wesentlich durch die Firma "Polstermöbel Bretz" aus Gensingen gefördert, die unentgeltlich Mitarbeiter als Versuchspersonen freistellte.

Mein Dank gilt nicht zuletzt meiner Ehefrau Angela für das Verständnis und ihre Mithilfe beim Entstehen der Arbeit.

Inhaltsverzeichnis

	<u>Seite</u>
1. Einführung	3
2. Fragestellung	4
3. Theoretischer Teil	5
3.1. Ätiologie und Pathogenese arbeitsbeding- ter peripherer Durchblutungsstörungen	5
3.1.1. Kälte als Belastungsfaktor	8
3.1.2. Vibration als Belastungsfaktor	9
3.1.3. Statische Haltekraft als Belastungsfaktor	9
3.1.4. Lärm als Belastungsfaktor	10
3.2. Der Lärm in der Berufskrankheitenver- ordnung	12
3.3. Die Vibration in der Berufskrankheiten- verordnung	12
3.4. Physiologische Grundlagen des Hörens	13
3.5. Physiologie der Durchblutungsregulation	16
4. Experimenteller Teil	22
4.1. Fragestellung und Ziel	22
4.1.1. Methodik	22
4.2. Versuchsreihe A: Versuche zur interindi- viduellen Reaktion der peripheren Durch- blutung auf kombinierte und gesonderte Belastung durch Lärm, Vibration und statische Haltearbeit	28
4.2.1. Ergebnisse	28
4.2.1.1. Lärmbelastung	28
4.2.1.2. Belastung durch statische Haltearbeit	31
4.2.1.3. Vibrationsbelastung mit statischer Haltearbeit	32
4.2.1.4. Kombinierte Belastung mit Lärm, Vibration und statischer Haltearbeit	34

4.3.	Versuchsreihe B: Versuche zur intraindividuellen Schwankung physiologischer Reaktionen auf kombinierte und gesonderte Belastung	36
4.3.1.	Ergebnisse	36
4.3.1.1.	Ruheversuche	36
4.3.1.2.	Lärmversuche	44
4.3.1.3.	Belastung durch statische Haltearbeit	50
4.3.1.4.	Kombinierte Belastung mit Lärm, Vibration und statischer Haltearbeit	55
5.	Diskussion	63
	Literaturverzeichnis	71

1. Einführung

Die zunehmenden Anwendungen von technischen Geräten zur Arbeitserleichterung und Beschleunigung des Arbeitsablaufs stellen nur auf den ersten Blick eine Erleichterung der menschlichen Arbeit dar. Durch die Benutzung technischer Geräte kommen zwangsläufig neue, andersartige Belastungen auf den hiermit Arbeitenden zu.

Hinlänglich wurde schon über die Auswirkungen von Lärmbelastung auf den exponierten Arbeiter diskutiert. Große Untersuchungsreihen sind hierzu abgelaufen und konnten deutlich machen, daß nicht nur der Lärm am Arbeitsplatz, sondern auch die Lärmbelastung im privaten Bereich - sei es bedingt durch die Wohnverhältnisse oder durch die Ausweitung unserer Verkehrsnetze - zu einer objektiv meßbaren Beeinträchtigung der Gesundheit führen können.

Auch Auswirkungen bei der Verwendung von vibrierenden Werkzeugen, deren Handhabung außerdem noch statische Haltearbeit verlangen, sind in der Vergangenheit schon erforscht worden. Hierbei handelt es sich vorwiegend um die Beurteilung chronischer Wirkungen, wie z.B. die Weißfingerkrankheit (Morbus Raynaud) bei Motorsägearbeitern oder die typischerweise vorzeitig auftretenden degenerativen Gelenkveränderungen bei Arbeitern, die mit Preßluftwerkzeugen umgehen müssen. Dagegen sind akute Veränderungen, z.B. der peripheren Durchblutung, unter kombinierter Belastung weniger erforscht worden.

2. Fragestellung

Zu den Belastungsformen zählen vor allem Lärm, Staub, Abgase, mechanische Schwingungen, Beleuchtung und klimatische Verhältnisse sowie psychische Belastungen durch Akkordarbeit und Entfremdung der menschlichen Tätigkeit bei Gebrauch technischer Arbeitshilfsmittel.

Im Besonderen wird in dieser Arbeit zu beantworten versucht, inwieweit durch den Gebrauch eines lärm erzeugenden, vibrierenden Gerätes, dessen Handhabung außerdem statische Haltekräfte verlangt, akute Veränderungen der peripheren Durchblutung der Hände auftreten. Weitere Einflüsse durch äußere Bedingungen, wie z.B. Temperatur und Beleuchtung, sollen dagegen nicht untersucht werden. Vielmehr waren die Versuche in Form simulierter Motorsägenarbeit unter konstanten Bedingungen im Testlabor durchzuführen. Im Einzelnen wurden folgende Fragen gestellt:

1. Hat Motorsägenlärm allein auf die periphere Durchblutung der Hände akuten Einfluß?
2. Hat statische Haltearbeit ohne Lärm oder Schwingungsbelastung einen Einfluß auf die Durchblutung der Hände?
3. Hat die kombinierte Belastung aus Lärm, statischer Haltearbeit und Schwingungen einen additiven Effekt hinsichtlich der Durchblutungs-minderung?

3. Theoretischer Teil

3.1. Zur Ätiologie und Pathogenese arbeitsbedingter peripherer Durchblutungsstörungen

Bei der Arbeit mit vibrierenden und lärm erzeugenden Geräten, die vornehmlich mit der Hand geführt werden, werden periphere Kreislaufstörungen in Form des Vasospastischen Syndroms beobachtet. Einzelercheinungen dieses Symptomenkomplexes sind Gefäßkrämpfe mit weiß- oder wachsfarbenen Veränderungen der Haut, lividen Verfärbungen und Gefühlsstörungen, die sich meistens in Taubheitsgefühlen bzw. abgestumpften sensiblen Empfindungen, sogenanntem "Pelzigwerden", äußern.

Der vasospastische Anfall nimmt seinen Verlauf von distal nach proximal (von der Peripherie zum körpernäheren Teil an der Hand).

Diese Erscheinungen sind ähnlich oder identisch mit dem Morbus Raynaud, der Weißfingerkrankheit. Bei verschiedenen Autoren finden wir für diese Symptome verschiedene Bezeichnungen, die alle das gleiche Zustandsbild beschreiben. KLOSTERKÖTTER (1975) bezeichnet dies als das "Vibrationsbedingte Vasospastische Syndrom (VVS)". Dieser Bezeichnung soll in dieser Arbeit gefolgt werden. Bei anderen Autoren, z.B. SMITH (1972), TAYLOR (1978) wird das VVS als "Vibration induced white fingers" oder bei PYYKKÖ (1973) als "Traumatic vasospastic disease" bezeichnet.

Bei der Motorsägenarbeit erfolgt die Einleitung der Schwingungen über das Hand-Arm-System des Arbeiters, wobei zusätzlich noch eine erhebliche Greif- und Haltekraft und die Lärmemission des Arbeitsgerätes als weitere Belastungsfaktoren hinzukommen.

Bei den hiervon betroffenen Personen macht sich in erster Linie das dem M. Raynaud ähnliche Vasospastische Syndrom an Fingern, Händen und Unterarmen bemerkbar. Die hieran erkrankten Personen klagten in erster Linie über ein Weißwerden und Gefühlloswerden der Finger 2 - 5, Schmerzen der gesamten Hand bei deutlich herabgesetzter Greifkraft in Folge von Durchblutungsstörungen.

Das Raynaud'sche Krankheitsbild wurde erstmals von dem französischen Arzt RAYNAUD (1862) beschrieben. In der Folge beobachtete LORIGA (1911) in Italien ein ähnliches Krankheitsbild bei Arbeitern, die mit Preßluftwerkzeugen umgingen. HAMILTON (1918) beschrieb ähnliches bei Steinbrucharbeitern in Louisiana, die er beobachtete. MIDDLETON (1930) beobachtete gleiche Symptome bei Arbeitern in der Schuhindustrie, die mit sogenannten Anklopfschneidmaschinen arbeiteten.

Nach der Einführung der Motorsägenarbeit in der Forstwirtschaft häuften sich die Feststellungen von Schäden im Sinne des Vasospastischen Syndroms, die von diesem Arbeitsgerät ausgingen. (ASHE, COOK und OLD (1962) in Kanada, MIURA, KIMURA, TOMINAGA und KIMOTSUKI (1966) in Japan, TREIBERG (1962), KYLIN und LIDSTRÖM (1968), TIILILA (1970), AHO (1970) in Skandinavien und DIECKMANN und SCHEFFLER (1956), KNIEB (1981), SCHRÖTER (1980) und WOELKE-SEIDL (1982) in Deutschland.

Zur Pathogenese werden von den einzelnen Autoren verschiedene Erklärungen gegeben. Allen gemeinsam sind die Eingangs erwähnten Symptome:

- Gefühllos- und Weißwerden der Finger
- Schmerzen und Taubheitsgefühle
- Verminderte Greifkraft der betroffenen Hand

So bezeichnen die Kanadier ASHE, COOK und OLD (1962) eine Hypertrophie der Arteriolen tunica media der Finger als ursächlich. Bei dieser Hypertrophie der Gefäßwand soll es sich um eine funktionelle Antwort des Organismus handeln als Reaktion auf wiederholte längeranhaltende Gefäßmuskulaturspasmen. Die hypertrophierte Muskulatur der Gefäßwand soll allein schon auf Kältereize hin in der Lage sein, durch eine Dauerkontraktion das Gefäßlumen total zu verschließen. Physiologisch findet sich bei Gesunden lediglich eine relative Durchblutungsminde- rung durch eine Lumenverringernng auf Grund einer Kontraktion der Gefäßwandmuskulatur. Bedingt durch die pathologische Hypertrophie findet nach dieser Hypothese jedoch schon eine Verminderung, in schweren Fällen sogar ein vollständiger Verschluß der peripheren Durchblutung statt. Auch ohne auslösenden Kältereiz ist hier keine ausreichende Blutversorgung mehr gewährleistet.

Im Gegensatz hierzu wird von MAGOS und OKOS (1963) eher eine traumatische Schädigung der Gefäßwand und der Fingernervenendigungen angenommen.

Wieder andere Untersucher, PELLEGRINI (1968), fanden an Venolen und Arteriolen der distalen Fingerabschnitte Schädigungen der arterio-venösen Anastomosen mit Einlagerungen von sklerotischem Material in den Gefäßwänden, was dazu führt, daß der normale Verschluß dieser Shunts bei allgemeiner Gefäßkontraktion, z.B. bei Kältereiz, nicht mehr erfolgen könne, und daher bei peripherer Durchblutungs-drosselung das Blut über die weiterhin offenen Anastomosen abfließen kann. Bei dieser Annahme blieben dann die weiter distal gelegenen peripheren Fingerabschnitte von der Durchblutung abgekoppelt, LIDSTRÖM (1974).

Von ARAKI (1976) wurde eine verlangsamte Nervenleitgeschwindigkeit in den sensiblen Fasern des nervus medianus bei VVS-Erkrankten gefunden, was ihn zu dem Schluß kommen läßt, daß eine Schädigung peripherer Nerven vor allem ein Bruch der Myelin- und Schwannschen Scheide in Folge von Vibration zuerst vorliegt und erst später dann Durchblutungsstörungen der Haut als Folge hiervon auftreten.

MATOKA (1975) fand hierzu ergänzend neben den peripheren Symptomen zentralnervöse Störungen (Gedächtnisstörungen, Schlafstörungen etc.) bei Patienten mit Vasospastischem Syndrom. Hieraus folgert er, daß neben Durchblutungsstörungen der Haut und peripheren Nervenläsionen auch zentralnervöse und in deren Folge möglicherweise hormonelle Störungen für das Krankheitsbild verantwortlich zu machen seien.

PYYKKÖ und HYVÄRINEN (1973) fanden, daß hochfrequente Vibrationen (ca. 125 Hz) die Vater-Pacinischen Körperchen der Subcutis erregen. Als Vibrationsrezeptoren sind sie mit dem Zentralnervensystem über afferente Bahnen verbunden und empfangen die efferenten Bahnen. Über diesen Reflexbogen löst die Vibration einen sympathischen Reflex mit Vasospasmus aus. Auch hier komme es dann unter Dauerbelastung zu einer Gefäßwandhypertrophie und in deren Folge genügen schon relativ kleine Reize (z.B. Kälte), um über den sympathischen Reflex eine Vasokonstriktion zu verursachen.

3.1.1. Kälte als Belastungsfaktor

All diesen Hypothesen ist aber auch der exogene Kälteeinfluß als ein auslösender Faktor gemeinsam. Mehrere Untersucher bedienten sich eines Wasserbades von 5 - 10°C, um

eine Vasokonstriktion auszulösen ("Kälteprovokationstest"). Hierbei konnten sie unter Laborbedingungen, CHANG (1976), HELLSTRÖM (1970), IWATA (1974), KOTANI (1976) bei Vibrationsarbeitern einen dem Vasospastischen Syndrom ähnlichen Anfall auslösen. Dies ist im Besonderen wichtig für die Früherkennung dieser Krankheit, untermauert aber auch den Einfluß von Kältereiz auf deren Entstehung.

3.1.2. Vibration als Belastungsfaktor

Hierzu wurde von WEICHENRIEDER (1977), DUPUIS, HARTUNG und IWATA (1973), DUPUIS et al. (1976), DUPUIS, HARTUNG und HAMMER (1976) und DUPUIS und WEICHENRIEDER (1977) an Hand von Schwingungsmessungen am Hand-Arm-System gefunden, daß die biomechanische Schwingungsübertragung auf das Hand-Arm-System frequenzabhängig ist. Die Anteile hoher Frequenzen werden zum größten Teil durch das Gewebe der Hand absorbiert. Die niedrigeren Frequenzen übertragen sich stärker auf die Mechanik des Hand-Arm-Systems und wirken sich aus physiologischer Sicht eher schädigend aus. DUPUIS und WEICHENRIEDER fanden heraus, daß unter Schwingungsbelastung des Hand-Arm-Systems, die etwa der Motorsäge entspricht, Veränderungen der Durchblutung im Sinne einer Durchblutungsdrösselung eintreten.

3.1.3. Statische Haltekraft als Belastungsfaktor

Hierzu stellt WEICHENRIEDER (1977) fest, daß bereits die Ausübung statischer Kräfte ohne Schwingungsbelastung eine deutlich herabgesetzte Durchblutung bewirkt, und vermutet, daß hierin wohl der größte Beitrag zur Durchblutungsdrösselung liege.

Von DUPUIS et al. (1976) wurde gefunden, daß mit steigender Greifkraft eine Verdichtung des Gewebes der Handinnenfläche erfolge. Von HELLSTRÖM und LANGE-ANDERSEN (1972) wird die Beobachtung gemacht, daß die Stärke der Greifkraft die Absorption der Vibrationsenergie bestimmt und daher durch den äußeren Druck der Blutfluß im arcus palmaris (Versorgung der Finger 2 - 5) erheblich eingeschränkt wird.

3.1.4. Lärm als Belastungsfaktor

LEHNHARDT et al. (1968) fanden, daß Lärm in der Form von Dauerlärm, wie er ja bei den motorgetriebenen Arbeitsgeräten vorkommt, über spezifische Stoffwechselstörungen der Mitochondrien in den Zellen, zu einer Schädigung der Haarzellen des Cortischen Organs im Labyrinth führt. Außerdem wurde von den Autoren eine reflektorische Durchblutungsminderung, zumindest in der Peripherie gefunden.

Am Ohr selbst fanden sich eine Heraufsetzung der Hörschwelle in der Art einer passgeren Vertäubung. Die extra-aurale Lärmwirkung wird erklärt durch eine Reizantwort des Zentralnervensystems auf den Schallreiz in Form einer vegetativ bedingten Gegenregulation des Organismus mit entsprechender Katecholamin- und Corticosteroidausschüttung, SCHROETER (1980). Über diesen Mechanismus läßt sich das Entstehen einer Stressituation unter Lärmeinwirkung mit der reflektorischen Blutdruckerhöhung durch periphere Vasokonstriktion herleiten.

KLOSTERKÜTTER (1975) spricht davon, daß Lärm zu Störungen des Informationsaustausches und der akustischen Umweltorientierung mit psychischen Insulten sowie motorischer als auch geistiger Leistungsminderung führt.

Einschränkend muß aber auch gesagt werden, daß das subjektive Lärmempfinden trotz gleichen Schalldruckes erheblich die Qualität des Lärms beeinflusst, wie bei eigenen Feststellungen mit den Versuchspersonen gefunden werden konnte. Eine Einwirkung von 95 dB entspricht dem Schalldruck einer Motorsäge und dem Schalldruck einer Discothekenmusikanlage. Beides wurde in Ohrnähe des Probanden gemessen, wobei der Motorsägenlärm als unangenehm und die Musik als laut, jedoch angenehm empfunden wurde.

Weiter fanden LEHMANN (1956) und später JANSEN (1959, 1971) bei Untersuchungen an lärmexponierten Arbeitern, daß es zu Vasokonstriktionen, gemessen über die Fingerspulsamplitude (FPA), JANSEN (1971), kommt, die mit den Vibrationseinwirkungen auf die periphere Durchblutung verglichen werden können.

Entgegen diesen Untersuchungen bestreitet KLOSTERKÖTTER (1974, 1975), daß Lärmeinwirkung einen Einfluß auf die Entstehung des vasospastischen Syndroms haben könne. Nach Meinung KLOSTERKÖTTERS verbiete sich eine generelle Aussage der Plethysmographie auf die allgemeine Gefäßreaktion, da verschiedene Gefäßgebiete z.T. völlig unterschiedliche Regulationsreaktionen besäßen.

Ähnlich wie JANSEN (1971) fand auch WEICHENRIEDER (1977), daß die gefundenen Werte der FPA unter Lärm und auch unter Schwingungsbelastung als addierte Einzelgrößen dem unter kombinierter Lärm- und Schwingungsbelastung gefundenen Wert entsprechen.

Da WEICHENRIEDER jedoch bei den gleichen Untersuchungen für die Hauttemperatur (HT) nur 50 % der durch die Addition erwarteten Größe finden konnte, äußerte er sich abschließend nur sehr zurückhaltend zu der Frage der isolierten Lärmbelastung und deren Einfluß auf die Entstehung des Vasospastischen Syndroms.

LEHMANN und TAMM (1956) beobachteten, daß Lärm zu einer Erhöhung des peripheren Widerstandes und Abnahme des Herzschlagvolumens ohne Beeinflussung von Blutdruck und Pulsfrequenz führt. Spätere Untersuchungen kardiologischer Art, KLOSTERKÖTTER (1975), konnten diese Ergebnisse nicht bestätigen. KLOSTERKÖTTER (1975): "Zur Frage des Auftretens extraauraler Gesundheitsstörungen durch Arbeitslärm kann bisher keine sichere Antwort gegeben werden."

3.2. Der Lärm in der Berufskrankheitenverordnung

Unter Ziffer 2301 vom 8.12.76 in der Berufskrankheitenverordnung ist die Anerkennung der Lärmschwerhörigkeit als Berufskrankheit erfolgt.

Da jedoch das Hörvermögen der betroffenen Personen sich an der Hörweite für die Umgangssprache ausrichtet, kommt es auf Grund des subjektiven Empfindens der betroffenen Person erst sehr spät zur Wahrnehmung einer Hörverminderung, so daß beginnende Hörvermindierungen, die in der Berufskrankheitenverordnung Nr. 2301 schon erfaßt werden, praktisch nicht erkannt werden können.

Die Berufskrankheit "Lärm" ist in den vergangenen Jahren zur häufigsten Berufserkrankung überhaupt geworden. Von der Gesamtzahl der angezeigten Berufserkrankungen entfielen 1976 36,5 % auf die Berufskrankheit Lärm.

3.3. Die Vibration in der BEKV

Unter der Ziffer 2104 BEKV (1976) findet sich mittlerweile die Aufnahme der vibrationsbedingten Durchblutungs-

störung der Hände als Berufskrankheit und ist wie folgt definiert: "Vibrationsbedingte Durchblutungsstörungen an den Händen, die zur Unterlassung aller Tätigkeiten gezwungen haben, die für die Entstehung, die Verschlimmerung oder das Wiederaufleben der Krankheit ursächlich waren oder sein können."

In den Merkblättern (10.7.79-IIIb 8-3/5844.0-443/79) für die ärztliche Untersuchung zur Nr. 2104 ist näher ausgeführt, unter I. Gefahrenquellen, daß insbesondere von Hand geführte technische Werkzeuge und Maschinen Durchblutungsstörungen der Finger verursachen können, die nach praktischen Erfahrungen Frequenzen von 20 - 1000 Hz aufweisen (Bohrer, Meißel, Fräsen, Sägen, Schneide-, Schleif- und Poliermaschinen sowie Niethämmer und Anklopfmaschinen). Unter II. Pathophysiologie wird weiter ausgeführt, daß Vibrationen an der betroffenen Hand zu Schäden an Gefäßen und/oder peripheren Nerven führen können.

3.4. Physiologische Grundlagen des Hörens

Schall wird für einen Menschen wahrnehmbar, wenn Dichteschwankungen in einem Frequenzbereich zwischen 16 und 20 000 Hz auftreten und der Effektivwert des Schalldrucks dem 10^{-9} -fachen bis 10^{-3} -fachen des statischen Luftdrucks entspricht. Die Tonhöhe, die uns das Gehör vermittelt, ist frequenzabhängig und die Lautstärke entspricht der Druckschwankung.

Diese extraaural meßbaren physikalischen Größen stehen in Beziehung zur physischen Reizempfindung des Menschen auf Grund der anatomischen, physiologischen Besonderheiten des menschlichen Ohres.

Der äußere Gehörgang besitzt eine Resonatorwirkung gerade für die Frequenzen, für die die Empfindlichkeit des Innenohres am größten ist. Die Membran des Trommelfells überträgt die Schwingungen der Luft auf das mechanische System der Gehörknöchelchen im Mittelohr (Hammer, Amboß, Steigbügel). Hier wird auf mechanischem Wege eine Verstärkung des Schalldruckes um das 3-fache bewirkt.

Bei der Übertragung der mechanischen Bewegung der Gehörknöchelchen auf das System des Innenohres findet eine weitere Übersetzung mechanischer Art statt, denn die Fläche des ovalen Fensters der Schnecke ist ca. 30 mal kleiner als die des Trommelfells. Daraus resultiert eine Gesamtverstärkung des Schalldrucks auf das ca. 50-fache des ursprünglichen Wertes. Das pneumatische System des äußeren Gehörganges mit dem Trommelfell wird durch das rein mechanische System des Mittelohres mit dem hydraulischen System des Innenohres verbunden. Das Mittelohr hat nicht nur die Funktion der Schalldruckverstärkung, sondern auf Grund der Trägheit seiner mechanischen Anteile (Knochen, Gelenke und muskuläre Halteapparate) auch die Aufgabe der Dämpfung (begrenzte Schutzfunktion).

Im Innenohr, hinter dem ovalen Fenster, das in den Schädelknochen eingebettet ist, befinden sich die drei Bogengänge des Gleichgewichtsorgans (Limbisches System) und die Schnecke als Hörorgan. In der Schnecke verlaufen die Basilarmembran und die membrana vestibularis, Reissnersche Membran, die den Schneckengang in drei Teile unterteilen, scala tympani, scala media und scala vestibuli. In Wirklichkeit jedoch sind die scala tympani und die scala vestibuli ein einziges geschlossenes System. Auf der Basilarmembran sitzen Haarzellen, die von

der Deckmembran (Tektorialmembran), die nur an der Innenseite des Schneckenganges aufgehängt ist, bedeckt werden. Das ovale Fenster steht mit der Flüssigkeit der scala vestibuli in Verbindung. Wenn nun die Flüssigkeit in der scala vestibuli angeregt wird, kommt es über die Reissnersche Membran zu einer Schwingungserregung der Flüssigkeit der scala media, die ihrerseits durch Übertragung auf die Deckmembran die Nervenendigungen der Haarzellen auf mechanischem Weg reizt. Die Umsetzung der elektrischen Reizung erfolgt über das Ganglion spinale und weitere Umschaltstellen bis in die Hirnrinde. Der Druckausgleich im hydraulischen, mit Perilymphe gefüllten System der scala vestibuli und tympani erfolgt zum Mittelohr über das runde Fenster. Die mit Endolymphe gefüllte scala media steht mit den Bogengängen in Verbindung, SCHMIDT-THEWS (1976).

Die Umwandlung der Schallfrequenz in das Tonhöhensignal in der Schnecke erfolgt bei Höhen unter 60 Hz lediglich durch die Anregung der gesamten Basilarmembran analog der Schallfrequenz. Bei Frequenzen über 60 Hz erfolgt die Erregung in bestimmten Bereichen des Basilarmembran-, Haarzellen- und Deckmembranapparates in Abhängigkeit der Tonhöhe und des dieser Frequenz zugeordneten Membranbereiches.

Ferner besitzt das menschliche Ohr eine gewisse Reizschwelle, die als Hörschwelle bezeichnet wird. Die Hörschwelle ist stark frequenzabhängig. Mit steigender Frequenz nimmt die Hörschwelle ab, das heißt, daß für niedere Frequenzen größere Schalldrücke als für höhere notwendig sind, bis wir diese Töne auch wahrnehmen können.

3.5. Physiologie der Durchblutungsregulation

Hier kann nur ein Ausschnitt aus den sehr umfangreichen Erkenntnissen der Physiologie wiedergegeben werden. Detaillierte Darlegungen finden sich in den einschlägigen Fachschriften, z.B. SCHMIDT-THEWS (1976).

Das Kreislaufsystem des Menschen entspricht in seinem Aufbau einer Doppelpumpe von elastischen Röhren. Es dient als Haupttransportsystem des Körpers und bedient sich des Blutes als Transportmittel.

Das Gefäßsystem besteht aus zwei hintereinandergeschalteten Gefäßsystemen (Arterien, Venen) = Körperkreislauf und Lungenkreislauf = kleiner Kreislauf.

Jedes dieser Gefäßsysteme besteht wiederum aus zwei verschiedenen hintereinandergeschalteten Systemen, wovon das Arteriensystem ein Hochdruck- und das Venensystem ein Niederdrucksystem darstellt.

Entsprechend diesen Gegebenheiten weisen beide Systeme einen unterschiedlichen anatomischen Aufbau auf. Die Arterien haben einen muskelkräftigen, dickwandigen und die Venen einen dünnwandigen Aufbau. Im Wandaufbau bestehen beide Systeme in wechselnder Menge aus

1. elastischen Fasern
2. kollagenen Fasern
3. glatten Muskelfasern.

Die elastischen Fasern bilden ein dichtes Netz in der Intima und lassen sich leicht um ein Vielfaches ihrer ursprünglichen Länge dehnen. Die kollagenen Fasern der Media und Adventitia setzen einer Dehnung der Gefäßwand einen stärkeren Widerstand entgegen. Die elastischen

und kollagenen Fasern sind durch die glatten Muskelfasern untereinander verbunden, wie auch die Muskelzellen selbst miteinander verbunden sind. Die Funktion der Muskelzellen liegt darin, den myogenen Gefäßtonus (= aktive Spannung der Gefäßwand) den Gefäßen zu geben und im Rahmen von physiologischen Anspannungsvorgängen die Gefäßweite zu regulieren. Die glatte Muskulatur der Gefäßwände wird hierzu von vegetativen Nerven innerviert.

Die Aufgabe der Kreislaufregulation besteht darin, eine ausreichende Blutversorgung des Organismus sowohl in Ruhe als auch unter wechselnden Belastungen sicherzustellen.

"Bei der Anpassung des regionalen Blutangebots an die tatsächlichen Anforderungen dominieren Durchblutungsänderungen, die auf Grund der Abhängigkeit des Strömungswiderstandes von der 4. Potenz des Radius überwiegend auf Änderungen des Gefäßabschnitts und zum weitaus kleineren Teil auf arteriellen Druckänderungen beruhen." SCHMIDT-THEWS (1976).

Experimentell wurden verschiedene Einflüsse auf die Durchblutungsverhältnisse der einzelnen Gefäßgebiete gefunden. Für die Haut wurden in der Reihenfolge der Größe der Beeinflussungsmöglichkeiten folgende Mechanismen ermittelt: Sympathicusreizung, Adrenalin in höherer Dosierung, Noradrenalin, zentrale Reizung des cholinerg-sympathisch-dilatorischen Systems, Adrenalin in niedriger Dosierung und Druckabfall im Carotis sinus führen alle zu Gefäßkonstriktion. Akute Denervierung und Druckanstieg im Carotis sinus führen zur Dilatation.

Zur maximalen Vasokonstriktion führen Adrenalin, Noradrenalin und Sympathicusreizung. Die vasomotorische Steuerung über sympathische Nerven bedient sich des Noradrenalins

zu 80 - 90 % und des Adrenalins zu 10 - 20 % als neuromuskuläre Transmittersubstanz. Diese drei wesentlichen Faktoren zur Steuerung der Vasokonstriktion, die experimentell nachgewiesen werden konnten, bedienen sich also eines geschlossenen Systems, wobei Noradrenalin im Bereich der postganglionären, also der zur Peripherie hinziehenden Fasern, als Überträgersubstanz eingesetzt wird und Adrenalin zu 20 % als Überträger an den adrenergen Fasern dient, die einen Plexus außerhalb der medialen Schichten der Gefäßwand bilden (Vasomotorischer Nervenplexus).

Lediglich in der Aorta, an den großen Arterienästen, sowie in der A-pulmonalis erstrecken sich die Endigungen dieses Nervenkomplexes bis in die äußere Hälfte der Media. Deshalb gilt hier, auf Grund der relativ großen Entfernungen, die zwischen den Muskelzellen bestehen, Diffusionsvorgänge der jeweiligen Überträgersubstanzen über längere Strecken sowie eine von Zelle zu Zelle erfolgende Erregungsübertragung bei der Aktivierung der Gefäßmuskelfasern eine besondere Rolle spielen.

Als vasokonstriktorische Nerven bezeichnet man sympathische, adrenerge, vasokonstriktorische Fasern und efferente Nerven. Vor allen Dingen finden sich diese Nerven in großer Zahl für die kleinen Arterien und Arteriolen der Haut, des Skelettmuskels und des Splanchnicusgebietes.

In Gebieten mit konstant hoher Durchblutungsnotwendigkeit (z.B. im Gehirn und in den Nieren) wird nur eine zahlenmäßig geringe vasokonstriktorische Innervation gefunden. Die Regelung der vasokonstriktorischen Aktivität der glatten Muskelzellen der Gefäße ist abhängig von der Frequenz der efferenten Impulse. Der Ruhetonus hat

eine Aktivität von ca. 1 - 3 Impulsen pro Sekunde. Bei maximaler Vasokonstriktion beträgt die Frequenz jedoch 10 und mehr Impulse pro Sekunde. Allein über die Impulsfrequenz können also sowohl vasokonstriktorische als auch dilatatorische Regelungen erklärt werden, ohne daß für die Vaso dilatation ein eigenes Regelsystem vorhanden sein muß. Anders als bei den Gefäßen der Skelettmuskulatur wird die maximale Weitstellung der Hautgefäße durch den Basistonus begrenzt, wo hingegen bei den Gefäßen der Muskulatur die Dilatation über den Basistonus hinaus durch die sogenannte metabolisch bedingte Arbeitsdilatation erfolgen kann. Der Basistonus bestimmt bei Abwesenheit von vasokonstriktorischen Impulsen den relativen Strömungswiderstand.

Der Basistonus ist absolut jedoch in den Hautgefäßen niedriger (= größeres relatives Lumen im Verhältnis zur maximalen Dilatation) als z.B. in den Arterien der Skelettmuskel, was zu einem geringeren Strömungswiderstand führt. Da beide Arteriensysteme bei gleicher Reizfrequenz ähnliche vasokonstriktorische Reaktionen zeigen, treten daher bei den Hautgefäßen aufgrund des niedrigeren Basistonus größere Kontraktionen auf als in den Muskelgefäßen. Analog hierzu wird der Strömungswiderstand der Hautgefäße in viel größerem Umfang als in den Muskelgefäßen über die Aktivitätsveränderungen der vasokonstriktorischen Fasern variiert.

Die Wirkung des Adrenalins auf die Hautgefäße (Arterien) liegt in der Abnahme des Gesamtwiderstandes durch β -Rezeptorenstimulation = Durchblutungsverbesserung ohne Blutdrucksteigerung. In extremen Situationen (Angst, Streß, Wut, Schreck) kann jedoch die Adrenalinausschüttung auf das 50-fache gesteigert werden, was eine fast vollständige Vasokonstriktion durch Stimulation der

α -Rezeptoren mit entsprechender Blutdrucksteigerung bewirkt.

Höhere Konzentration von frei zirkulierendem Noradrenalin führen zu Erhöhungen des Strömungswiderstandes durch Vasokonstriktion, was mit verschiedenen Präparaten therapeutisch nutzbar gemacht werden konnte. Da das Verhältnis Adrenalin - Noradrenalin jedoch 5 : 1 beträgt, ist es eher unwahrscheinlich, daß im physiologischen Bereich eine Verstärkung der vasokonstriktiven Wirkung des Adrenalins durch Noradrenalin gefördert werden könnte.

Eine weitere interessante vasokonstriktive Reaktion der Hautgefäße liegt in der Wirkung von Schmerz- und Kältereizen, die über die Erregung von somatosensorischen Nerven eine Aktivierung von sympathischen Strukturen auslösen, wobei es zum Anstieg des peripheren Widerstandes durch Vasokonstriktion mit entsprechender RR- und Pulsfrequenzerhöhung kommt. Man erklärt sich diese Reaktion damit, daß wahrscheinlich dünne myelinisierte nociceptive δ -Fasern daran beteiligt sind. Ebenso wird bei Reizung von afferenten Nerven der Skelettmuskulatur eine gefäßverengende allgemeine Reaktion mit RR-Erhöhung und peripherer Widerstandserhöhung gefunden.

Als übergeordnetes Steuerorgan konnte man experimentell hypothalamische Zentren finden, von denen über medulläre Zentren Steuerimpulse zu den peripheren Effektoren geschickt werden. Man konnte experimentell durch Reizungen dieses Zentrums selektiv vasokonstriktorische Reaktionen einzelner Organgebiete auslösen. Der Hypothalamus ist außerdem an bestimmten Allgemeinreaktionen, wie z.B. Alarm-, Verteidigungsreaktionen oder Temperaturregulation, beteiligt.

Bei Reizungen sogenannter ergotroper Zonen im hinteren Thalamusbereich kommt es zu Aktivierungen des sympathischen cholinergen dilatatorischen Systems der Skelettmuskulatur und zu Reizungen des sympathischen adrenergen Systems. Muskeldurchblutung, Blutdruck, Herzfrequenz und Herzzeitvolumen nehmen zu, alle übrigen Gefäße zeigen deutliche vasokonstriktorische Reaktionen.

Diese Regelung bestimmter Funktionsabläufe ist z.B. sinnvoll als "Alarmsystem" bei Flucht, Aggression und Verteidigung. Die vorderen Thalamusabschnitte haben dämpfenden Einfluß auf den Herzkreislaufapparat und sind für die Umstellung auf vegetative Funktionen, die der Regeneration des Organismus dienen, verantwortlich (trophotrope Zonen).

Experimentell konnte auch gefunden werden, daß es bei Erwärmung des vorderen Hypothalamus zu dilatatorischen und bei Abkühlung zu vasokonstriktorischen Reaktionen der Hautgefäße kommt, was als Thermoregulation des Organismus benutzt wird.

4. Experimenteller Teil

4.1. Fragestellung und Ziel

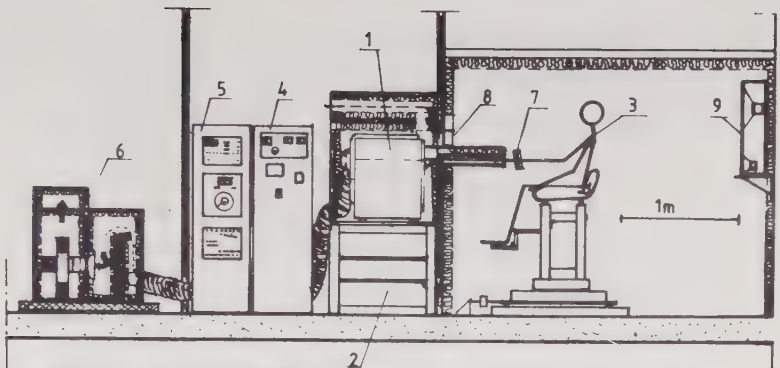
Das Ziel der durchgeführten Experimente war es, unter Laborbedingungen bei Personen, die normalerweise keinerlei Kontakte mit Vibrationswerkzeugen haben, die vasomotorischen Reaktionen der peripheren Hautgefäße aufzuzeigen, die bei der Arbeit mit lärm erzeugenden Vibrationswerkzeugen, wie z.B. bei der Motorsägearbeit, auftreten. Darüber hinaus sollten periphere Reaktionen auf isolierte Belastungen (Lärm, Vibration, statische Haltearbeit) untersucht werden. Damit sollten die Belastungsfaktoren auf ihre eventuelle additive oder potenzierende Wirkung überprüft werden. Die Fragestellung war mit mehreren Versuchspersonen interindividuell und intraindividuell zu untersuchen.

4.1.1. Methodik

Die Experimente im ersten experimentellen Abschnitt wurden mit 5 männlichen Versuchspersonen durchgeführt, mit je einer Wiederholung pro Versuch. Die Versuchspersonen waren zwischen 23 und 32 Jahren alt und hatten bislang keinen beruflichen Kontakt mit Vibrationswerkzeugen oder starkem Lärm. Die Experimente erfolgten in einem speziell hierfür eingerichteten schallgedämmten Labor (Abbildung 1).

Die Versuchsreihe bestand aus folgenden Einzelversuchen:

1. Lärmbelastung
2. Belastung durch statische Haltearbeit ohne Lärm
oder Vibration



3. Vibrationsbelastung mit statischer Haltearbeit

4. Kombinierte Belastung mit Lärm, Vibration und statischer Haltearbeit.

Die einzelnen Belastungsgrößen wurden so gewählt, daß sie den bei Untersuchungen bei der Waldarbeit gefundenen Werten entsprachen. Die Vibration und die Lärmpa-
rameter wurden beim Fällen eines Baumes mit der Motor-
säge ermittelt. Sie betrugen $K = 28$ für die Bewertete
Schwingstärke, bzw. 95 dB(A) für den Lärmpegel. Eine
mittlere Greifkraft der Hand am Haltebügel von 50 N,
eine Andruckkraft von 25 N wurden eingehalten.

Die Wiedergabe des Motorsägengeräusches erfolgte über
folgende Geräte:

- * Uher Tonband, Typ 4200 Report Stereo IC
- * Vorverstärker Dynacord, Typ SME 1000
- * Endverstärker Telewatt, Typ Stereoblock SB 280
- * 2 Lautsprecherboxen vom Typ Dual CL 190

Die Vibrationssimulation erfolgte über folgende Geräte:

- * Rauschgenerator: General Radio Company, Typ 1381
- * Spektrumformer: Bruel & Kjaer, Typ 5587
- * Vorverstärker: Philips, Typ 7514
- * Vorverstärker und Schwingererger: Ling Dynamic System, Typ TPO 3K und 725

Die Spitzenwerte der Vibration und das Frequenzspektrum wurden durch einen Beschleunigungsaufnehmer Endevco, Typ 224 und einen Bruel & Kjaer Terz-Analyser, Typ 2114 überwacht.

Die Belastungsgröße der statischen Haltearbeit kontrollierten folgende Geräte:

- * 1 Kraftaufnehmer, Typ 8/120 LY von Hottinger und Baldwin für die Greifkraft
- * 1 Kraftaufnehmer, Typ A 2/100 von Hottinger und Baldwin für die Druckkraft
- * 1 Meßverstärker, Typ KWS-6A-5 von Hottinger und Baldwin
- * 1 Mehrfarbenschreiber RDK Rikadenki, Typ KA 61

Die Belastungsdauer pro Versuch betrug 8 Minuten, da diese Zeit für eine Arbeitsperiode mit der Motorsäge typischerweise gefunden werden konnte. Dem 8-minütigen

Belastungsversuch wurde eine 5-minütige Ruhe-Adaptationsphase vorangestellt und nach dem Belastungsversuch eine Erholungsphase von 7 Minuten Dauer angeschlossen, so daß die Gesamtdauer 20 Minuten betrug.

Während dieser gesamten 20 Minuten wurden

- * der Blutfluß mit dem Fluvographen (die Elektroden wurden an den dorsalen Handflächen zwischen dem ersten und zweiten Finger angebracht)
- * die Fingerpulsamplitude des rechten und linken Zeigefingers
- * die Hauttemperatur in $^{\circ}\text{C}$ am 5. Finger (kleiner Finger) der rechten Hand
- * der Blutdruck der rechten Hand

gemessen. Es handelte sich bis auf die Blutdruckmessung um kontinuierliche Messungen. Der RR wurde in jeder 3., 5., 7., 10., 13., 17. und 20. Minute automatisch gemessen.

Die Fluvographie wurde mit einem Fluvographen der Firma Hartmann und Braun mit folgenden Bauteilen gemessen:

- * 2 Meßfühler, Typ P5
- * 1 Grundeinheit, Typ 5557-14
- * 1 Schreiber, Typ 557-113

Die Fingerpulsamplitude registrierten:

- * 2 Sensoren (Aufnehmer: Eigenbau)
- * 1 Meßverstärker Hottinger und Baldwin, Typ KWS-6A-5
- * 1 Filter, Typ KEMO-VBF 801
- * 1 Schreiber Rikadenki, Typ KA-61

Die Hauttemperaturmessung erfolgte mittels Telemetrie mit folgenden Bauteilen:

- * 1 Sonde mit Sender, Typ Hellige 232 015 03
- * 1 Telemetrieanlage, Typ Hellige
- * 1 Schreiber Rikadenki RKD, KA-61

Den Blutdruck registrierte das automatische Hellige RR-Kontrollgerät mit Schreiber und manometrischer Anzeige vom Typ Hellige 236041.

In einem zweiten experimentellen Abschnitt wurden Versuche zur Frage der intraindividuellen Schwankungsbreite physiologischer Reaktionen auf kombinierte und gesonderte Belastung durchgeführt.

Hierzu wurden mit 3 männlichen Versuchspersonen im Alter zwischen 23 und 29 Jahren, im Mittel 27 Jahre alt, insgesamt 96 weitere Versuche durchgeführt. Jede Versuchsperson wurde einem 20-minütigen Ruheversuch unterzogen, der 7 mal wiederholt wurde. Mit gleicher Wiederholungszahl wurden außerdem noch Versuche unter kombinierter Belastung mit Vibration, Lärm und statischen Haltekräften, reiner alleiniger statischer Haltearbeit und reiner Lärmbelastung unternommen.

Gegenüber den vorangegangenen Versuchen wurde die Versuchsanordnung dahingehend modifiziert, daß die Belastung durch statische Arbeit in Kombination mit Vibration, die einen fast identischen Kurvenverlauf zur Versuchsanordnung mit isolierter statischer Haltearbeit ergab, weggelassen wurde. Neu aufgenommen wurden 20-minütige Ruheversuche, um die Frage von intraindividuellen Schwankungen unter absoluter Ruhe entsprechend abzuklären.

Jede Versuchsperson wurde für die jeweilige Belastungs-
version einem 20-minütigen Einzelversuch mit 7-facher
Wiederholung = 8 Versuchen unterzogen. Hierbei wurde in
gleicher Weise wie bei den vorangegangenen Versuchen
die Messungen der FPA an der linken und rechten Hand,
die der Hauttemperatur nur an der rechten Hand, in einem
schallgedämmten Untersuchungsraum vorgenommen. Die Ver-
suchsperson war vom Untersucher und den Meßapparaturen
durch eine feste, schallschluckende Wand getrennt. Es
wurde jeder Kontakt mit der Versuchsperson vermieden,
da es sich bei den gefundenen Werten unbedingt um Ver-
änderungen handeln sollte, die unbeeinflusst von rein
körperlich-motorischen oder psychisch-emotionalen Fak-
toren, ermittelt werden sollten.

Der Versuchsaufbau wurde dahingehend vereinfacht, daß
die Methode der Messung der Wärmeleitfähigkeit (Fluvo-
graphie) fallengelassen wurde, da das Gerät nicht mehr
zur Verfügung stand. Dies stellte jedoch keine schwer-
wiegende Beeinträchtigung der Aussagekraft der gefunde-
nen Werte dar, da die vorangegangenen Versuche gezeigt
haben, daß FPA und HT eindeutige Reaktionsgrößen dar-
stellen. Außerdem konnte auf die Messung des Blutdruckes
verzichtet werden, da in den vorausgegangenen Versuchen
keine Veränderungen größerer Signifikanz gefunden wur-
den, obgleich Tendenzen zur geringfügigen Blutdrucker-
höhung erkennbar waren.

Für den zweiten Teil der Versuche wurde auch strenger
darauf geachtet, daß die Temperatur des Untersuchungs-
raumes an den verschiedenen Versuchstagen konstante
Werte aufwies. Hierzu wurde zusätzlich ein thermosta-
tisch gesteuerter Heizlüfter installiert, der die Tem-
peratur auf 21°C halten sollte. Der übrige Versuchs-
aufbau, insbesondere die technische Ausrüstung, war mit
dem der vorausgegangenen Versuche identisch.

4.2. Versuche zur interindividuellen Reaktion der peripheren Durchblutung auf kombinierte und gesonderte Belastung durch Lärm, Vibration und statische Haltearbeit

4.2.1. Ergebnisse

Die Ergebnisse sind in den Abbildungen 2 und 3 dargestellt für die Wärmeleitfähigkeit der linken (WLL) und rechten Hand (WLR) und die Fingerpulsamplitude der linken (FPA-LH) und Hauttemperatur der rechten Hand (HT-RH). Es handelt sich um die arithmetischen Mittelwerte von 10 Versuchspersonen. Die Ergebnisse der Blutdruckmessung (RR) wurden aufgrund der geringen Signifikanz nicht abgebildet.

4.2.1.1. Lärmbelastung

Unter Ruhebedingungen in der Adaptationsphase waren die Schwankungen des Blutflusses, dargestellt durch die Wärmeleitfähigkeit WLL und WLR, in der rechten wie in der linken Hand gleich und lagen im Bereich von $\pm 0,5$ % im maximalen Wert. Während der Lärmexposition mit 95 dB(A) Motorsägenlärm kam es zu einer sofortigen, in den ersten 30 Sekunden auftretenden Durchblutungsminde- rung um ca. - 3 %. Die abnehmende Tendenz der WLL und WLR erreichte in der dritten Versuchsminute ihr Maximum mit - 3,86 %, bezogen auf den Ausgangswert in Ruhe. Es kam dann trotz weiterer Lärmexposition wieder zu einer Zunahme der Durchblutung und sie erreichte zum Versuchsende der Lärmbelastung in der 8. Minute der Belastungsexposition (13. Versuchsminute) im Mittel einen Wert von - 1,39 %.

Nach Beendigung der Lärmexposition wurden in der 4. postexperimentellen Minute wieder die Ausgangswerte mit den bekannten Schwankungen von $\pm 0,5$ % erreicht.

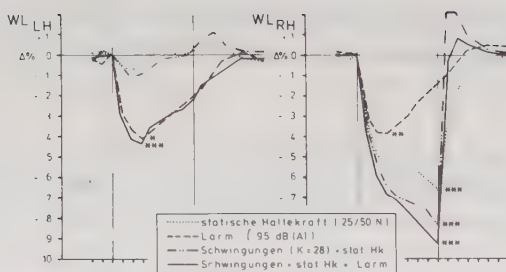


Abb. 2

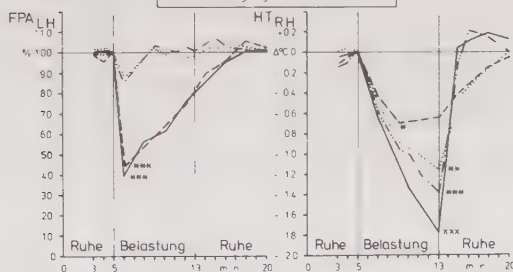


Abb. 3

×: Irrtumswahrscheinlichkeit $\leq$ 5 %
 ××: Irrtumswahrscheinlichkeit $\leq$ 1 %
 ×××: Irrtumswahrscheinlichkeit $\leq$ 0,1 %

Abbildungung 2 (links): Wärmeleitfähigkeit der linken Hand unter den verschiedenen Belastungsformen

Abbildungung 2 (rechts): Wärmeleitfähigkeit der rechten (belasteten) Hand unter den verschiedenen Belastungsformen

Abbildungung 3 (links): Fingerpulsamplitude der linken Hand unter den verschiedenen Belastungsformen

Abbildungung 3 (rechts): Hauttemperaturveränderung in $\Delta^{\circ}\text{C}$ der rechten Hand unter den verschiedenen Belastungsformen

Die Erholungsgeschwindigkeit in der postexpositionellen Phase war gleich der Erholungsgeschwindigkeit ab der 3. Expositionsminute.

Ähnlich wie die Wärmeleitfähigkeit der Haut verhielt sich die Fingerpulsamplitude, gemessen über den Ausschlag der rechten und linken Hand, in Abbildung 3 nur für die linke Hand dargestellt. Unter Ruhebedingungen lag die Schwankung der FPA bei $\pm 5\%$. Bereits in der ersten Belastungsminute kam es zu einem Abfall der FPA beidseitig auf ca. 60 % des Anfangswertes. Ab der 2. Belastungsminute wurde eine langsame, aber stetige Rückkehr der FPA auf den Ausgangsruhewert beobachtet.

Nach Beendigung der Lärmexposition in der 13. Versuchsminute war noch eine Amplitudenverminderung von ca. 22 % festzustellen. Der Ruheausgangswert wurde in der postexperimentellen Erholungsphase in der 4. Minute, d.h. in der 17. Versuchsminute, wiedererlangt. Hierbei kam es wieder, wie auch schon in der Adaptationsphase festgestellt wurde, zu Ruheschwankungen in der Größenordnung von $\pm 5\%$.

Die Ruheschwankungen der Hauttemperatur (HT) in der Adaptationsphase der Versuche lagen bei $\pm 0,10\%$. Die HT zeigte während des Lärmversuchs ab Beginn der 1. Belastungsminute einen Abfall, der bis zur 4. Belastungsminute anhielt. Ab der 5. Belastungsminute war kein wesentlicher Abfall mehr feststellbar, die HT lag im Durchschnitt um $0,7^{\circ}\text{C}$ niedriger. Ab der 6. Belastungsminute kam es dann zu einem langsamen Wiederanstieg der gemessenen HT, jedoch war am Ende der Lärmbelastungsphase noch ein HT-Defizit von $-0,6^{\circ}\text{C}$ feststellbar.

Die Rückkehr zu den Ruheausgangswerten wurde in der 17. Versuchsminute, d.h. in der 4. postexperimentellen Minute, wiedergefunden.

Die Blutdruckmessungen ergaben einen geringen Anstieg, sowohl für den systolischen, als auch für den diastolischen Bereich. Diese Veränderungen waren statistisch jedoch nicht signifikant.

4.2.1.2. Belastung durch statische Haltearbeit

Die Wärmeleitfähigkeit (WLRH) der rechten belasteten Hand nahm während des gesamten Versuchsablaufs ab. In der 1. und 2. Belastungsminute war ein starker Abfall zu registrieren mit Werten von durchschnittlich - 3,06 % für die 1. Belastungsminute, jeweils bezogen auf die letzte Minute in der Adaptationsphase. Ab der 3. Belastungsminute verlangsamte sich die Geschwindigkeit des Durchblutungsabfalls und in der letzten Expositionsmminute wurde der größte Abfall mit 6,5 % gefunden.

Mit dem Ende der statischen Arbeitsbelastung kam es zu einem raschen Wiederanstieg der Durchblutung, und in der 17. Minute, d.h. in der 3. postexperimentellen Minute wurde der Ausgangsruhowert der Adaptationsphase wieder erreicht. Das Verhalten der linken Hand, anhand der WLLH ermittelt, ergab keine verwertbaren Veränderungen. Die gefundenen Werte lagen alle im Bereich der Ruheschwankungen von $\pm 0,5$ %.

Die absolute Größe der Hauttemperatur (HT) der rechten Hand war unter statischer Belastung von Minute zu Minute abnehmend und gegen Versuchsende fand sich mit - 1,1°C der größte Temperaturabfall. Die Rückkehr zum Ruheaus-

gangswert in der Erholungsphase erfolgte analog dem Verhalten der WLR in der 17. Minute, d.h. in der 3. Minute nach Belastungsende.

Der Fingerpuls der rechten Hand war unter Belastung der rechten Hand nicht zu registrieren. An der linken Hand entsprach das Verhalten der FPA bis auf einem statistisch verwertbaren Abfall in der 2. Belastungsminute mit 11,4 % weitestgehend dem Ruheverhalten mit den bekannten Schwankungen. Für die ersten 3 Versuchsminuten ist aus der Grafik lediglich eine Tendenz zur Mitreaktion an der linken Hand zu erkennen.

Der systolische und diastolische Blutdruck waren in ihrem Verhalten durch einen konstanten Anstieg während der Belastungsphase gekennzeichnet. Die Werte von ± 5 mm Hg erwiesen sich statistisch jedoch nicht signifikant.

4.2.1.3. Vibrationsbelastung mit statischer Haltearbeit

Das Verhalten der Wärmeleitfähigkeit der rechten Hand (WLRH) zeigte sich in der Belastungsphase über die gesamte Zeitdauer abnehmend, wobei sie in der letzten Minute der Belastungsexposition einen um 8,23 % niedrigeren Wert erreichte als der gefundene Durchschnittswert der Adaptationsphase.

Mit Beendigung der Belastungen kam es innerhalb einer Minute zur Rückkehr auf den in der Adaptationsphase gefundenen Ausgangswert, wobei für die 1. und 2. Minute der nachexperimentellen Phase eine überschießende Reaktion für die Durchblutung mit durchschnittlich um 2,03 % erhöhten Werten festzustellen war. Die Wiederkehr zum Ausgangswert der 5. Minute war erst zur 18. Minute erfolgt.

Die WLL der nicht exponierten linken Hand zeigte unter Vibrationsbelastung in Kombinationseinwirkung mit statischer Haltearbeitsbelastung nur eine minimale Durchblutungsänderung an, die nur für die 1. Versuchsminute einen um 1,08 % niedrigeren Wert aufwies als der Bezugswert aus der 5. Adaptationsminute. Schon ab der 2. Belastungsminute lagen die gefundenen Werte innerhalb der Ruheschwankungen. Analog zum Verhalten der rechten Hand konnte nach Versuchsende, wenn auch nur in geringerem Umfang, ein geringer Anstieg der Durchblutung gefunden werden mit einem Wert von 1,06 % +. Die gefundenen Werte waren statistisch jedoch nicht abzusichern.

Gleichsinnig zur WLR verhielt sich die Hauttemperatur (HT) der rechten Hand. Unter Belastung wurde ein annähernd linearer Abfall der Hauttemperatur gefunden. Der Temperaturabfall gegenüber dem Ruheausgangswert fand sich in der letzten Belastungsminute am größten, mit einem Wert von $-1,4^{\circ}\text{C}$. Mit Ende der Reizeinwirkung wurde ein rascher Temperaturanstieg mit anfangs deutlich überschießender Reaktion gefunden. Die Hauttemperatur lag im Mittel in der 3. Minute nach Belastung noch um $0,2^{\circ}\text{C}$ höher als in der Adaptationsphase. Erst in der 17. Versuchsminute, 4 Minuten nach Belastungsexpositionsende, war ein endgültiger Rückgang auf das Ruheausgangsniveau festzustellen.

Das Verhalten der Fingerpulsamplitude (FPALH) der linken, nicht exponierten Hand ergab nur in der 1. Belastungsminute einen geringen Abfall der Amplitudengröße von im Mittel $-14,9\%$. In der 2. Minute war nur noch ein Abfall von $8,8\%$ feststellbar, der statistisch schon keine Signifikanz mehr aufwies.

Während der Belastungsphase wurde ein konstanter Anstieg sowohl des systolischen, als auch des diastolischen Blutdrucks gefunden. In der letzten Belastungsminute lagen die gefundenen Werte im Mittel um 7 mm Hg höher als in der Adaptations- oder auch in der Erholungsphase. Statistisch wurde für den systolischen und diastolischen Blutdruck keine Signifikanz gefunden.

4.2.1.4. Kombinierte Belastung mit Lärm, Vibration und statischer Haltearbeit

Die Wärmeleitfähigkeit (WLRH) nahm während des gesamten Versuchs deutlich ab. Der Durchblutungsabfall war in den ersten 3 Belastungsminuten sehr stark und betrug für die 3. Expositionsminute schon - 6,73 % an der rechten Hand. Der größte Abfall mit - 9,12 % wurde zum Ende der Belastungsphase gefunden. Dieser Wert entspricht dem 18-fachen der Ruheschwankungen und stellt darüber hinaus den niedrigsten Wert aller Versuchsanordnungen dar.

In der Erholungsphase war ein rascher Wiederanstieg der Durchblutung feststellbar. Schon nach 1 Minute war der Ruheausgangswert wieder erreicht. Für weitere 2 Minuten lagen die gefundenen Werte um durchschnittlich 0,88 % über dem Ruheausgangswert. Die Werte für die letzten beiden Minuten der Erholungsphase lagen dann wieder im Bereich der Ruheschwankungen.

An der unbelasteten linken Hand betrug der Durchblutungsabfall (WLLH) für die ersten Minuten bis zu - 4,24 %. Dieser Wert entspricht interessanterweise der Größenordnung, die für die isolierten Lärmversuche gefunden werden konnte. Bis auf den Wert der letzten Belastungsminute

waren die für die linke Hand gefundenen Werte statistisch signifikant.

Der Abfall der Hauttemperatur (HT) war über den gesamten Versuchsverlauf zu beobachten und zeigte ein annähernd konstantes Verhalten von Minute zu Minute. Am Versuchsende konnte im Mittel ein Abfall von $-1,8^{\circ}\text{C}$ gefunden werden, die größte Veränderung der HT im Spiegel der übrigen Versuchsreihen. Die Rückkehr der HT zum Anfangsniveau nach Beendigung des Versuchs war in der 2. Minute der Erholungsphase vollzogen; war damit schneller als bei isolierter Lärmbelastung oder Belastung durch statische Haltearbeit und zeitgleich mit der Erholungsgeschwindigkeit im Versuch mit Vibrations- und Haltearbeitsbelastung.

Die Fingerpulsamplitude (FPAL) der linken Hand verhielt sich analog zum Lärmversuch mit kombinierter Belastung. In der 1. Expositionsminute war ein Abfall von 60,4 % feststellbar. In der 2. Minute der Belastung betrug der Abfall 53,0 % vom Ausgangsrühewert. Danach kam es weiter zu einem allmählichen Wiederanstieg, der linear verlief. Das Defizit der FPA betrug bei Ende der 8-minütigen Belastung immerhin noch 23 % und erst in der 3. Erholungsminute lag die FPA wieder im Schwankungsbereich der Adaptationsphase.

Der systolische und diastolische Blutdruck stieg unter Belastung um im Mittel 8 mm Hg an. Für die beiden letzten Belastungsminuten konnte eine statistische Signifikanz ermittelt werden, ansonsten lagen die gefundenen Werte im natürlichen Schwankungsbereich.

4.3. Versuche zur intraindividuellen Schwankung physiologischer Reaktionen auf kombinierte und gesonderte Belastung

4.3.1. Ergebnisse

4.3.1.1. Ruheversuche

Die Fingerpulsamplitude (FPAL) von Vp I zeigt, daß die Schwankungsbreite an der linken Hand - ausgedrückt durch die Standardabweichung $\pm S$ - unter Ruhebedingungen etwa $\pm 20\%$ vom Ruheaussgangswert der 5. Versuchsminute (100 %) liegt (Abbildung 4). Die Fingerpulsamplitude der rechten Hand verhält sich gleichsinnig (Abbildung 5).

Die Mittelwertkurve der Hauttemperatur (HT) (Abbildung 6) zeigt einen annähernd konstanten Verlauf. Der Mittelwert der einzelnen Versuche lag bei absolut $33,08^{\circ}\text{C}$. Die mittlere Standardabweichung von $\pm 0,51^{\circ}\text{C}$ ergab sich aus dem unterschiedlich hohen Temperaturniveau der Versuchsperson an den verschiedenen Versuchstagen. In Grad Celsius stellten sich die Mittelwerte der Hauttemperatur im Verlauf der 20-minütigen Ruheversuche an den verschiedenen Versuchstagen zwischen $32,09^{\circ}\text{C}$ und $33,47^{\circ}\text{C}$ ein.

Die Mittelwertkurve der Fingerpulsamplitude der linken Hand (FPAL) von Vp II ist in Abbildung 7 dargestellt; der Verlauf der Einzelkurven und die eingezeichnete Mittelwertkurve in Abbildung 8. Die hier zusätzlich gewählte Darstellung der Einzelkurven (Abbildung 8) zeigt deutlich, daß auch bei Vp II physiologische Schwankungen der FPAL in der Größenordnung von etwa $\pm 20\%$ vorhanden sind. Die gefundenen Verhältnisse der linken Hand müssen auch für die rechten Hand gelten, was in Bestätigung dieser Ansicht die Mittelwertkurve mit den Standardabweichungen

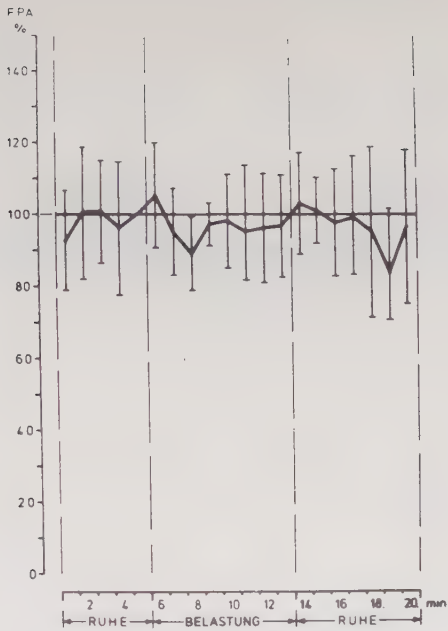


Abbildung 4:
Fingerpulsamplitude
der linken Hand
von Vp I unter
Ruhebedingungen

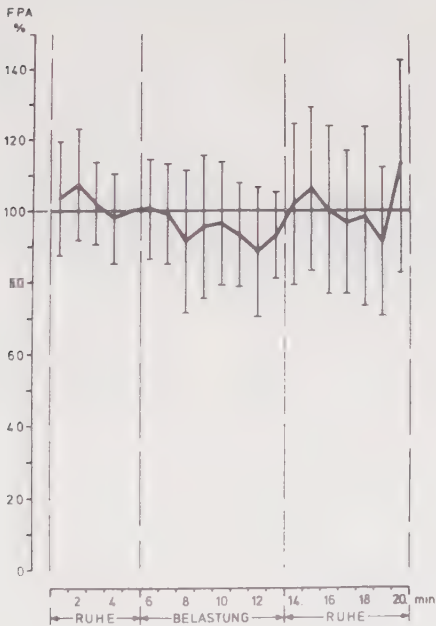


Abbildung 5:
Fingerpulsamplitude
der rechten Hand
von Vp I unter
Ruhebedingungen

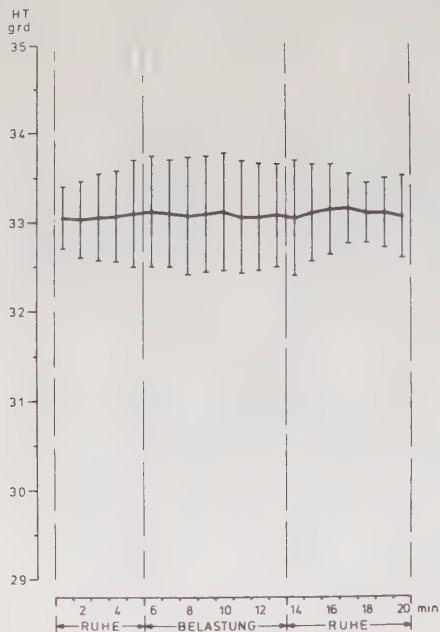


Abbildung 6:

Hauttemperatur in
absolut $^{\circ}\text{C}$ von Vp I
unter Ruhebedingungen

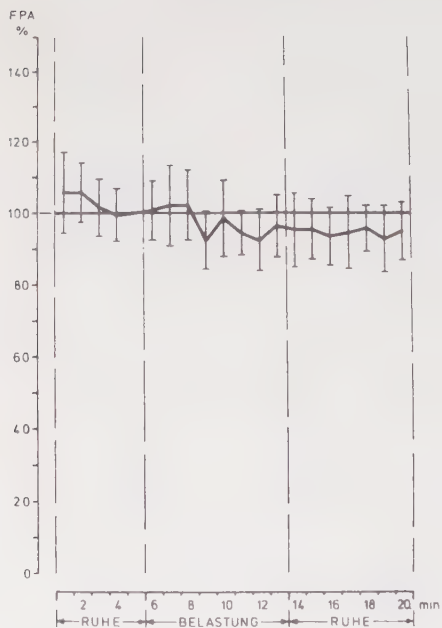


Abbildung 7:

Fingerpulsamplitude
der linken Hand
von Vp II unter
Ruhebedingungen

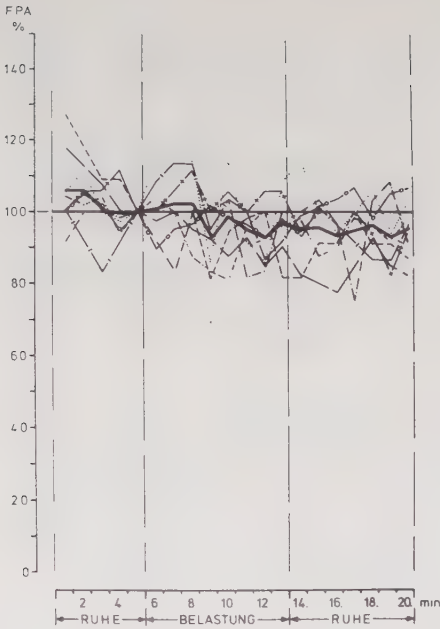


Abbildung 8:

Einzelkurvenverlauf
der Fingerpulsampli-
tude der linken Hand
von Vp II unter
Ruhebedingungen

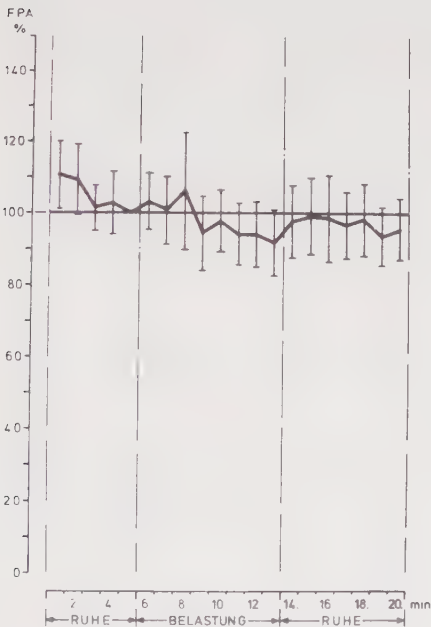


Abbildung 9:

Fingerpulsamplitude
der rechten Hand
von Vp II unter
Ruhebedingungen

(Abbildung 9) und die Darstellung der Einzelkurven (Abbildung 10) für die rechte Hand wiedergeben.

Die Mittelwertkurve der HT für Vp II (Abbildung 11) zeigt einen konstanten Verlauf.

Die Mittelwertkurven und die Standardabweichungen der FPA der rechten und linken Hand zeigen bei Vp III den schon bekannten Verlauf (Abbildungen 12 und 13).

Die Mittelwertkurve für die Hauttemperatur (Abbildung 14) zeigt für Vp III ebenfalls Konstanz, jedoch ist die Standardabweichung größer als bei den übrigen Vpn. Das resultiert daraus, daß es sich bei den Mittelwerten der einzelnen Minuten, wie auch bei den anderen Vpn, um das Ergebnis aus 8 Einzelversuchen handelt und daher die Standardabweichung bei der Darstellung in absolut $^{\circ}\text{C}$ aufgrund des unterschiedlichen Hauttemperaturniveaus der Vp an den verschiedenen Versuchstagen im Bereich von $\pm 1^{\circ}\text{C}$ liegt. Zur besseren Darstellung des annähernd konstanten HT-Verhaltens sind daher die Einzelkurven der HT in Abbildung 15 dargestellt.

Zusammenfassung der Einzelergebnisse der Ruheversuche:

- * Die physiologische Schwankungsbreite der Fingerpulsamplitude beträgt für alle Vpn etwa $\pm 20\%$ um den Mittelwert.
- * Einzelabweichungen in den minütlichen Meßabschnitten bis zu 40% vom Mittelwert können gelegentlich beobachtet werden.
- * Aufgrund der 7-fachen Wiederholung (= 8 Versuche) der Ruheversuche zeigt sich jedoch im zeitabhängigen Kurvenverlauf ein relativ konstantes Verhalten der FPA der Vpn unter Ruhebedingungen.

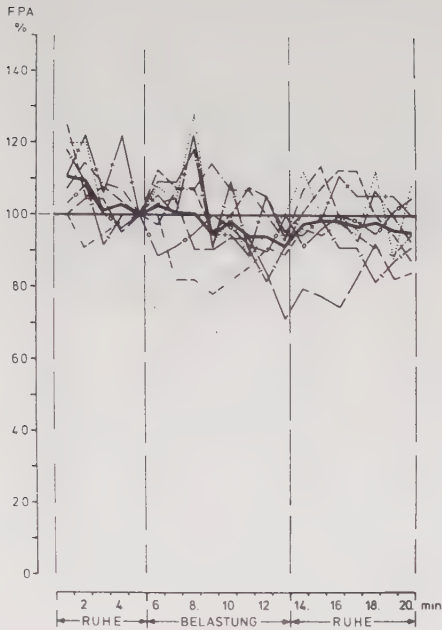


Abbildung 10:
Einzelkurvenverlauf
der Fingerpulsampli-
tude der rechten
Hand von Vp II unter
Ruhebedingungen

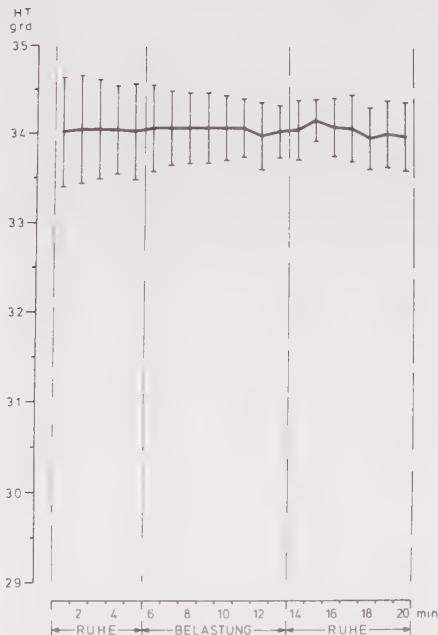


Abbildung 11:
Hauttemperaturkurve
von Vp II unter
Ruhebedingungen

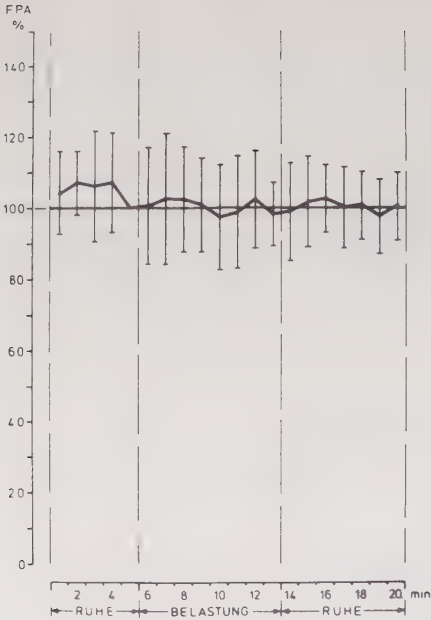


Abbildung 12:
Fingerpulsamplitude
der rechten Hand
von Vp III unter
Ruhebedingungen

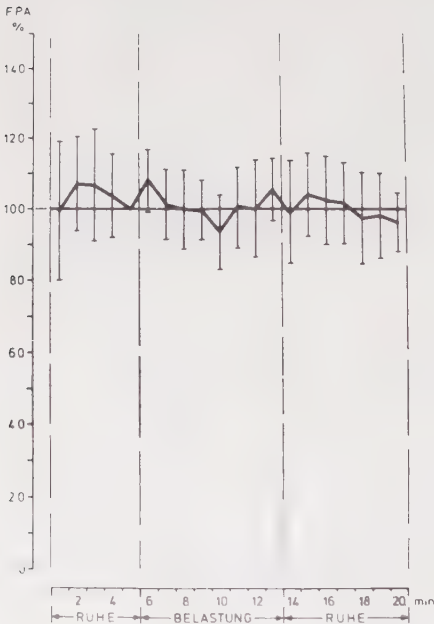


Abbildung 13:
Fingerpulsamplitude
der linken Hand
von Vp III unter
Ruhebedingungen

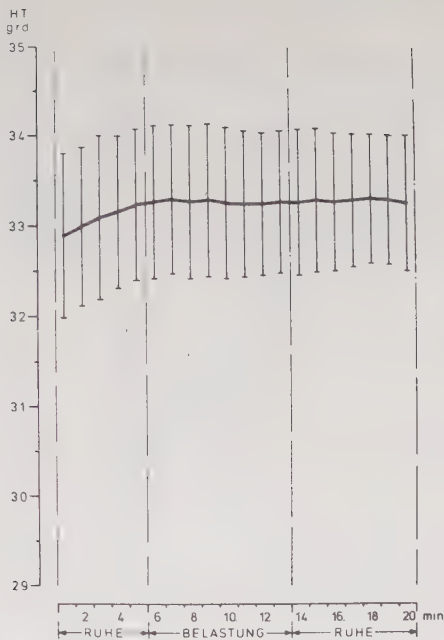


Abbildung 14:
Hauttemperaturkurve
von Vp III unter
Ruhebedingungen

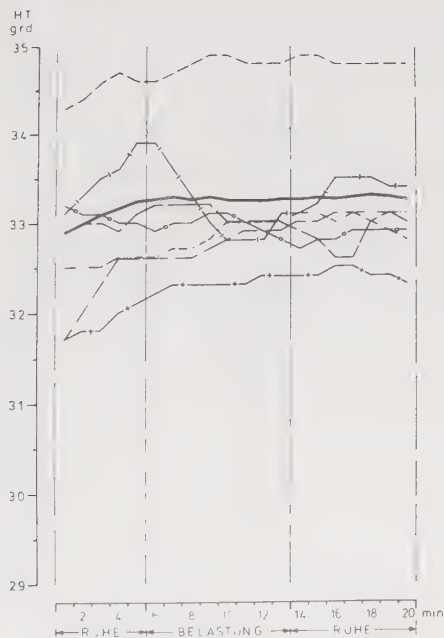


Abbildung 15:
Einzelkurvenverlauf
der Hauttemperatur
von Vp III unter
Ruhebedingungen

- * Unter Ruhebedingungen zeigte die Hauttemperatur ein konstantes Verhalten.
- * Temperaturänderungen von einer auf die andere Minute von maximal $\pm 0,2^{\circ}\text{C}$, die in Einzelfällen beobachtet werden konnten, dürfen als physiologische Schwankungen angesehen werden.

4.3.1.2. Lärmversuche

Die Fingerpulsamplitude der rechten (Abbildung 16) und der linken Hand (ohne Abbildung) zeigen unter alleiniger Lärmbelastung für Vp I einen gleichartigen Reaktionsverlauf. Die in Abbildung 16 beispielsweise dargestellte Verlaufskurve für die linke Hand der Vp I ergibt für die beiden ersten Belastungsminuten einen Initialabfall um 60 % mit der schon in den Ruheversuchen ermittelten Schwankungsbreite von ± 20 %. In der 3. Belastungsminute wird eine Adaptation an den Lärm beobachtet, jedoch stellt sich für weitere 4 Minuten noch eine signifikant erniedrigte FPA mit Werten um - 40 % ein. Erst in der vorletzten Expositionsminute erfolgte eine Rekompensation der Durchblutung. Mit Beendigung der Lärmbelastung erreicht die FPA allmählich wieder normale Werte im Bereich der bekannten physiologischen Schwankungen.

Unter Lärmeinwirkung sinkt die Hauttemperatur von Vp I kontinuierlich ab (Abbildung 17). Der Abfall betrug bei Belastungsende durchschnittlich $- 0,88^{\circ}\text{C}$. Aus der Abbildung ist am Beispiel der Mittelwertkurve zu ersehen, daß die Hauttemperaturkurve auf die Lärmeinwirkung im Gegensatz zur FPA-Reaktion verzögert reagiert. Der Abfall in den beiden ersten Expositionsminuten ist daher statistisch noch nicht signifikant. Ebenso beträgt die Erholungsdauer nach Belastungsende noch ca. 3 Minuten. Erst dann erreicht die Hauttemperaturkurve wieder ihren normalen Ausgangswert.

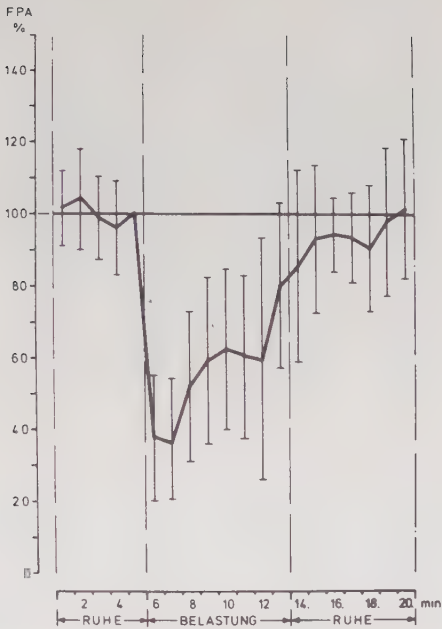


Abbildung 16:
Fingerpulsamplitude
der linken Hand
von Vp I unter
Lärmbelastung

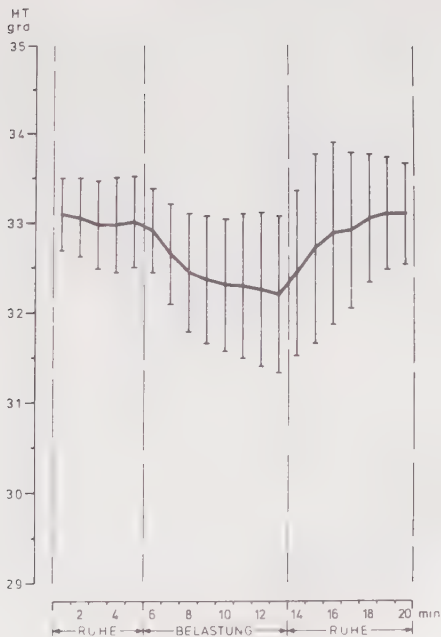


Abbildung 17:
Hauttemperaturkurve
von Vp I unter
Lärmbelastung

Die Mittelwertkurve der FPAL (Abbildung 18) zeigt für Vp II den schon beobachteten Initialeffekt. Die Reaktionsintensität von Vp II ist geringer als bei Vp I und beträgt nur ca. - 40 %. Wie auch im vorausgegangenen Versuch mit Vp I kommt es unter dem Versuch zu einer Erholungsreaktion, jedoch normalisiert sich die FPA auch bei Vp II erst mit Versuchsende. Im weiteren Verlauf kann eine angedeutete überschießende Reaktion in der 14. und 15. Versuchsminute beobachtet werden. In Abbildung 19 sind beispielhaft die Einzelkurvenverläufe für die FPAL dargestellt.

Wie aus Abbildung 20 für Vp II zu entnehmen ist, wird für die HT der größte Lärmefekt in der 6. Belastungsminute gefunden. Der Temperaturabfall gegenüber dem Ausgangswert beträgt hier - $0,58^{\circ}\text{C}$. Das Ergebnis ist dem der Vp I annähernd vergleichbar. Auch bei Vp II kann eine Erholungsdauer von einigen Minuten gefunden werden.

Die FPAL von Vp III zeigt den deutlichsten vasomotorischen Effekt auf die periphere Durchblutung unter Lärmexposition (Abbildung 21). Initial betrug der Abfall der FPAL im Mittelwert fast 70 %. Bei Vp III konnte keine Stabilisierung der FPAL auf einem postinitialen, angehobenen Niveau gefunden werden. Erst in der 7. und 8. Belastungsminute wurde eine leichte Erholung der FPAL beobachtet. Der Wert der 8. Belastungsminute lag aber immer noch im Größenbereich der Initialreaktion von Vp I.

Entsprechend den Ergebnissen der Fingerpulsamplitudenreaktion findet sich für die Hauttemperatur (Abbildungen 22 und 23) bei Vp III ein starkerer Abfall mit einem in der letzten Belastungsminute um $1,46^{\circ}\text{C}$ niedrigeren Wert als in der 5. Adaptationsminute. In den ersten Belastungsminuten fand sich auch eine stärkere Temperaturabfallge-

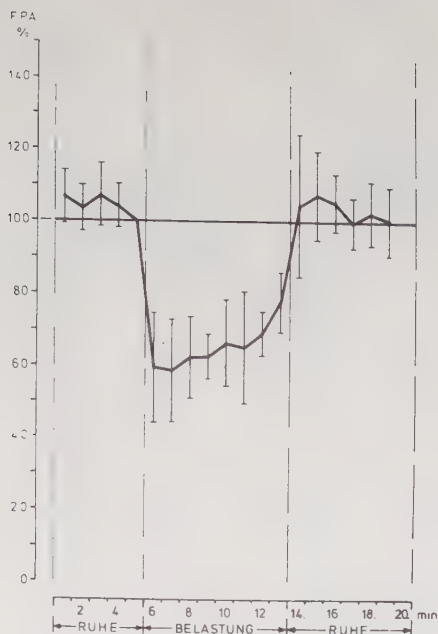


Abbildung 18:
Fingerpulsamplitude
der linken Hand
unter isolierter
Lärmbelastung
von Vp II

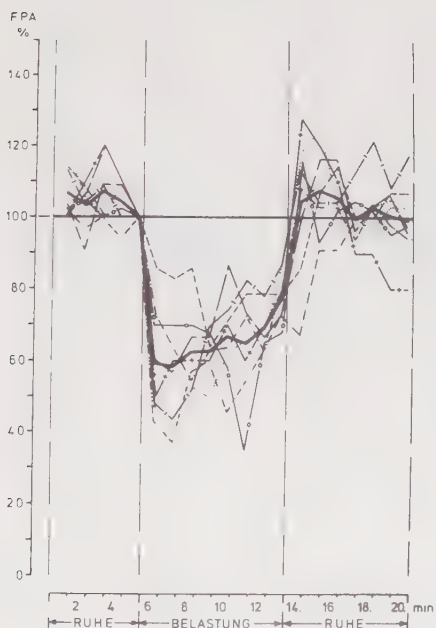


Abbildung 19:
Einzelkurvenverlauf
der Fingerpulsampli-
tudenreaktion von
Vp II unter isolier-
ter Lärmbelastung

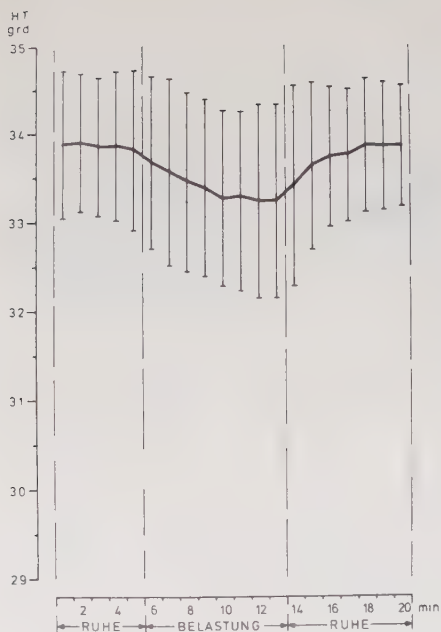


Abbildung 20:

Hauttemperaturkurve
von Vp II unter iso-
lierter Lärmbelastung

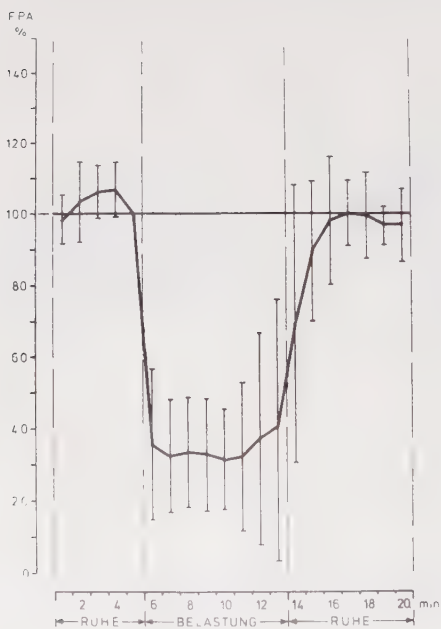


Abbildung 21:

Fingerpulsamplituden-
reaktion von Vp III
unter isolierter
Lärmbelastung

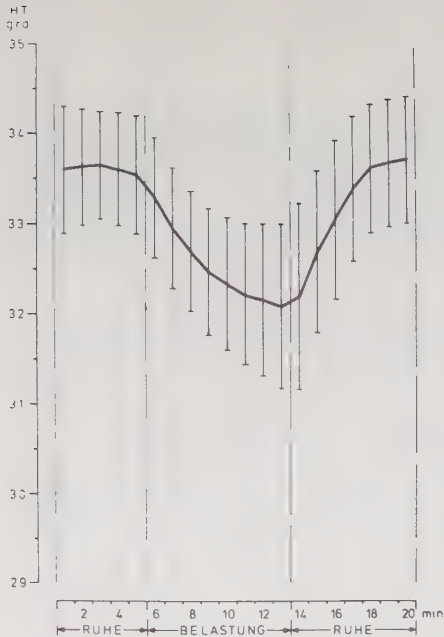


Abbildung 22:

Hauttemperaturkurve
von Vp III unter iso-
lierter Lärmbelastung

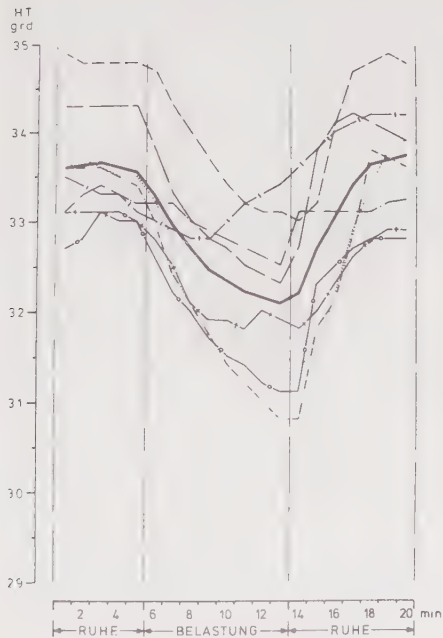


Abbildung 23:

Darstellung des
Einzelkurvenverlaufs
des Hauttemperatur-
verhaltens von
Vp III unter iso-
lierter Lärmbelastung

schwindigkeit. In der 4. Belastungsminute lag die Hauttemperatur im Mittel schon um $1,08^{\circ}\text{C}$ niedriger als bei Versuchsanfang. Nach ca. 3 Minuten war nach Versuchsende zeitgleich im Vergleich mit den anderen Versuchspersonen der Ruheausgangswert wieder erreicht.

Zusammenfassung der Einzelergebnisse der Lärmversuche

- * Die Reaktion der FPA zeigt einen deutlichen Initial-effekt mit interindividuellen Unterschieden in der Reaktionsgröße zwischen - 40 % und - 70 %.
- * Nach 6-minütiger Expositionsdauer kann eine mehr oder weniger große Adaptation bei den einzelnen Vpn an die Lärmbelastung gefunden werden.
- * Etwa 3 Minuten nach Beendigung der Lärmexposition werden die Ruheausgangswerte wieder erreicht.
- * Die Hauttemperatur fällt zeitverzögert zur FPA-Reaktion ab.
- * Die Veränderungen der Hauttemperaturwerte sind im Vergleich zu den Ruheversuchen an den Mittelwertkurven sehr deutlich.
- * Hinsichtlich der Größenordnung des Temperaturabfalls werden interindividuelle Unterschiede gefunden.

4.3.1.3. Belastung durch statische Haltearbeit

Wie auch in den Versuchen im Teil A war die Messung der FPA der rechten belasteten Hand wegen Artefakten nicht auszuwerten. Eine Registrierung der FPA erfolgte für die rechte Hand nur für die Vor- und Nachperiode in Ruhe und wird graphisch nicht abgebildet. Die FPA der linken, unbelasteten Hand zeigte bei Vp I in Abbildung 24 für die Belastungsphase des Versuches eine leichte Mitreaktion.

Die gefundenen Werte sind jedoch nicht signifikant. Eine Tendenz für eine Mitreaktion an der linken Hand läßt sich aber durch das sofortige Ansteigen der FPA nach Beendigung der Belastung durch statische Haltearbeit vermuten. Für die rechte Hand lassen sich nach Beendigung der 8-minütigen Belastung in den beiden ersten Minuten der Erholungsphase bis zu 40 % höhere Werte finden als in der der Belastung vorangestellten Ruhephase.

Die an der rechten Hand der Vp I ermittelten Hauttemperaturwerte zeigen unter statischer Arbeitsbelastung einen konstanten Temperaturabfall, der in Abbildung 25 dargestellt ist. Die niedrigsten Werte werden am Ende der 8-minütigen Belastung mit durchschnittlich $-1,34^{\circ}\text{C}$ gefunden. In der 3. postexperimentellen Minute wird noch ein um $0,81^{\circ}\text{C}$ höherer Wert als in der letzten Minute der Vorphase gefunden. Bei Ende des Versuchs in der 20. Minute liegt die durchschnittliche Hauttemperatur immer noch um $0,76^{\circ}\text{C}$ über dem Ruheausgangswert.

Die FPA der linken Hand (Abbildungen 26 und 27) zeigt für Vp II (wie auch für Vp I) ein Mitreagieren unter statischer Arbeitsbelastung der rechten Hand in einer Größenordnung von -20% , das jedoch nicht statistisch abgesichert werden konnte. Nach Belastungsende ist auch hier eine überschießende Reaktion festzustellen. Bei Belastungsende zeigt sich für die rechte Hand (nicht abgebildet) ebenfalls eine deutliche überschießende Reaktion, die auch schon bei Vp I feststellbar war.

Der Abfall der Hauttemperatur (Abbildung 28) verläuft bei Vp II (wie auch bei Vp I) linear. Auffallend ist, daß die Standardabweichung für den 8-minütigen Belastungsversuch geringer ist als für die Ruhephasen.

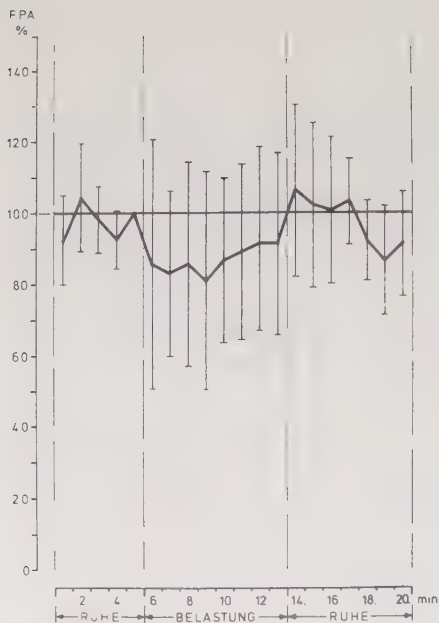


Abbildung 24:
Fingerpulsamplitude
der linken Hand von
Vp I unter Belastung
mit statischer
Haltearbeit

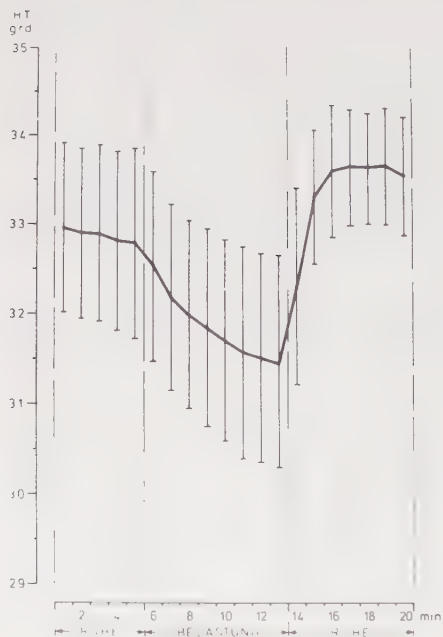


Abbildung 25:
Hauttemperaturkurve
der rechten, belaste-
ten Hand von Vp I
unter Belastung mit
statischer Haltearbeit

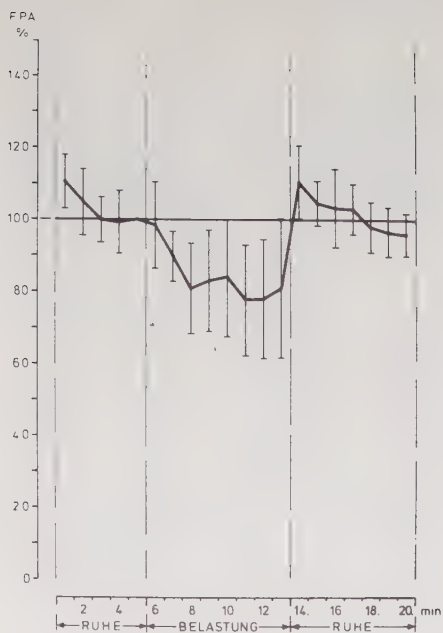


Abbildung 26:

Fingerpulsamplitude der linken Hand von Vp II unter Belastung der rechten Hand mit statischer Haltearbeit

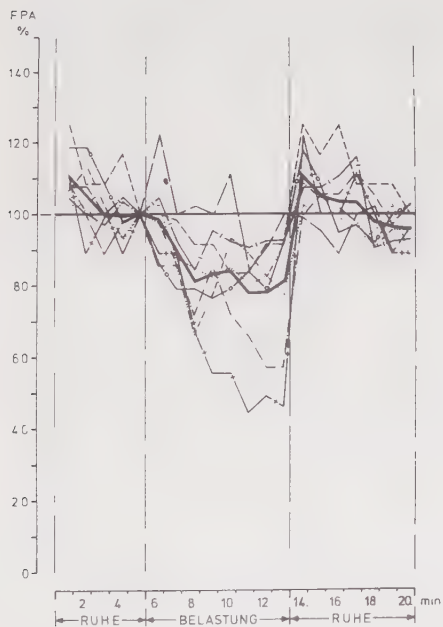


Abbildung 27:

Verlauf der Einzelkurven der Fingerpulsamplitude der linken Hand von Vp II unter Belastung der rechten Hand mit statischer Haltearbeit

Nach 8-minütiger Belastungseinwirkung ist die Hauttemperatur im Durchschnitt um $2,20^{\circ}\text{C}$ abgesunken. Wie schon gefunden, kommt es nach Ende der Belastungsphase zu einer Überreaktion. Die Hauttemperatur liegt in der 17. Minute noch um $0,32^{\circ}\text{C}$ höher als in der 5. Minute.

Die Fingerpulsamplitude der linken Hand (Abbildung 29) reagiert bei Vp III heftiger als bei den übrigen Versuchspersonen auf die Belastung mit statischer Haltearbeit an der rechten Hand. Im Maximum für die 4. Belastungsminute beträgt der Amplitudenabfall etwa 40 %. Bei Ende der Belastungsphase nach 8 Minuten ist die FPAL immer noch um etwa 25 % gegenüber dem Ausgangswert erniedrigt. Die bei den anderen Versuchspersonen gefundene Überreaktion der FPA in der Erholungsphase ist hier nicht so deutlich festzustellen.

Das Verhalten der Hauttemperatur (Abbildungen 30 und 31) bei Vp III bestätigt eindrucksvoll die schon gefundenen Reaktionen. Hier kommt es zum stärksten Temperaturabfall aller Versuchspersonen. Der Maximalwert, der für die 8. Belastungsminute gefunden wurde, liegt im Durchschnitt um $-2,65^{\circ}\text{C}$ unter dem Ruheausgangswert. Die Erholungsgeschwindigkeit für die Hauttemperatur nach Belastungsende ist sehr hoch. In der 3. Erholungsminute wird der Ausgangswert wieder erreicht. In den Einzelkurvenverläufen läßt sich die an allen Tagen gleichartige Reaktion erkennen.

Zusammenfassung der Einzelergebnisse der Versuche mit statischer Haltearbeitsbelastung

- * An der linken Hand findet sich für die FPA eine schwache Tendenz zur Mitreaktion unter Belastung der rechten Hand, die statistisch nicht abgesichert werden konnte.

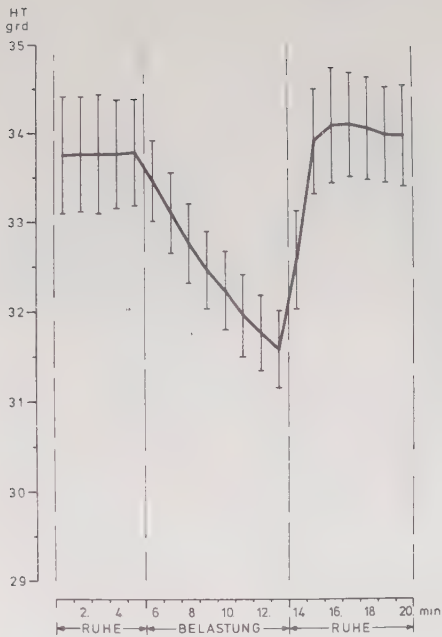


Abbildung 28:

Hauttemperaturkurve
von Vp II unter
Belastung der rechten
Hand mit statischer
Haltearbeit

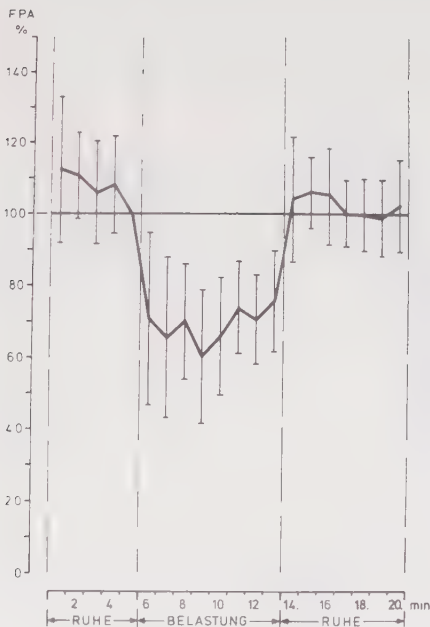


Abbildung 29:

Fingerpulsamplitude
der linken Hand von
Vp III unter Bela-
stung der rechten
Hand mit statischer
Haltearbeit

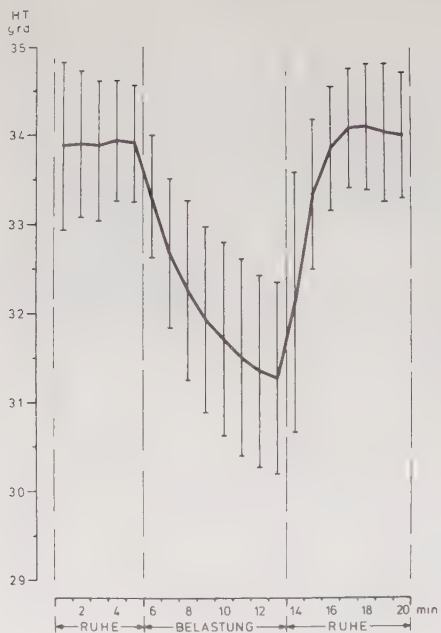


Abbildung 30:
Hauttemperaturkurve
von Vp III unter
Belastung der rechten
Hand mit statischer
Haltearbeit

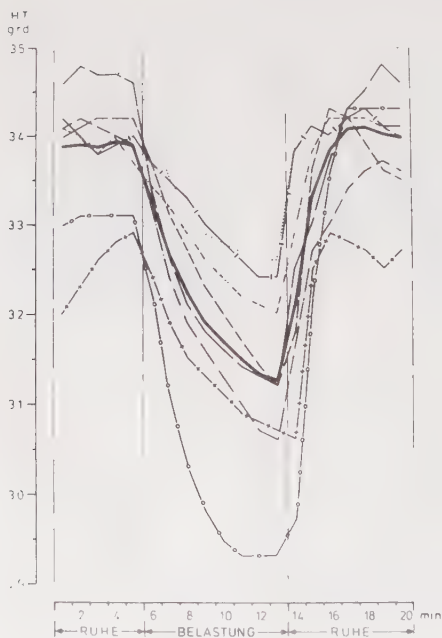


Abbildung 31:
Einzelkurvenverlauf
der Hauttemperatur
unter Belastung mit
statischer Haltearbeit
an der rechten Hand
von Vp III

- * Nach Ende der Belastungsexposition kommt es bei allen Versuchspersonen an der unbelasteten linken Hand zu einer leichten Überreaktion.
- * An der belasteten rechten Hand findet sich mit Ende der Belastungsphase regelmäßig eine deutlich erkennbare Überreaktion.
- * Mit Ende des Versuchs nach 20 Minuten kehrt die FPA-Größe wieder zu den Ausgangswerten zurück.
- * Interindividuelle Unterschiede in der Reaktionsintensität der FPA werden beobachtet.
- * Es kommt immer zu einem signifikanten Abfall der HT an der belasteten Hand.
- * Bei der Reaktionsgröße des HT-Abfalls werden interindividuelle Unterschiede beobachtet.
- * Mit Beendigung der Belastung kommt es bei allen Versuchspersonen wieder zu einer schnellen Erholung der HT auf die Höhe des Ausgangstemperaturniveaus.

4.3.1.4. Kombinierte Belastung mit Lärm, Vibration und statischer Haltearbeit

An der linken Hand kommt es bei Vp I (Abbildung 32) in der ersten Minute der kombinierten Belastung zu einem durchschnittlichen Abfall der FPAL um - 70 %. In der 3. Belastungsminute erfolgt eine kurzfristige Stabilisierung der Fingerpulsamplitudengröße auf - 40 % vom Ausgangswert, die bis fast zum Ende der Belastungsphase auf diesem Niveau verbleibt. Dieses Verhalten ist annähernd identisch mit dem Verhalten der FPAL im Lärmversuch. Mit Beendigung der Belastung kehrt die Fingerpulsamplitudengröße an der unbelasteten linken Hand wieder zu den Werten, die in der Ruhevorphase gefunden wurden,

zurück. Bei der Fingerpulsamplitudengröße der rechten Hand kommt es nach Beendigung der Belastung zu einer Überreaktion für die ersten beiden Erholungsminuten, die in dieser Form auch bei dem Versuch unter isolierter statischer Haltearbeit gefunden werden konnte.

Unter Belastung fällt die Hauttemperatur (Abbildung 33) bei Vp I annähernd linear ab. Der mittlere Wert für die 8. Belastungsminute beträgt $-1,95^{\circ}\text{C}$. Die Erholungsgeschwindigkeit ist nach Versuchsende sehr rasch. In der 4. Minute der Erholungsphase werden die Ruheausgangswerte wieder erreicht. Insgesamt findet sich unter kombinierter Belastung der größte Hauttemperaturabfall bei Vp I im Vergleich zu den Einzelbelastungen.

Die Fingerpulsamplitude der linken, unbelasteten Hand zeigt bei Vp II (Abbildungen 34 und 35) unter kombinierter Belastung einen Abfall von etwa 40 %. Diese Größenveränderung entspricht auch dem Verhalten der FPA für Vp II unter Lärmeinfluß. Im Gegensatz zur isolierten Lärmreaktion ist jedoch eine Adaptation unter Belastung nicht feststellbar. Nach Beendigung der 8-minütigen Belastung kommt es zu einer signifikanten überschießenden Reaktion der FPA mit Werten, die für die erste Erholungsminute um 20 % über denen der gefundenen Adaptationsversuchswerten liegen. Erst gegen Ende der Erholungsphase erreichen die Werte wieder das Niveau der Ruheausgangswerte. Für die FPA der rechten Hand, die nur in der Ruhe- und Erholungsphase registriert wurde, gilt, daß die gefundenen Werte in den ersten 3 Erholungsminuten deutlich über denen der Ruhewerte liegen.

Die Reaktion des Hauttemperaturabfalls (Abbildung 36) ist bei Vp II heftiger als in dem Versuch mit isolierter statischer Belastung. Die Temperaturwerte liegen in der 8. Belastungsminute im Mittel um $-2,14^{\circ}\text{C}$ niedriger als

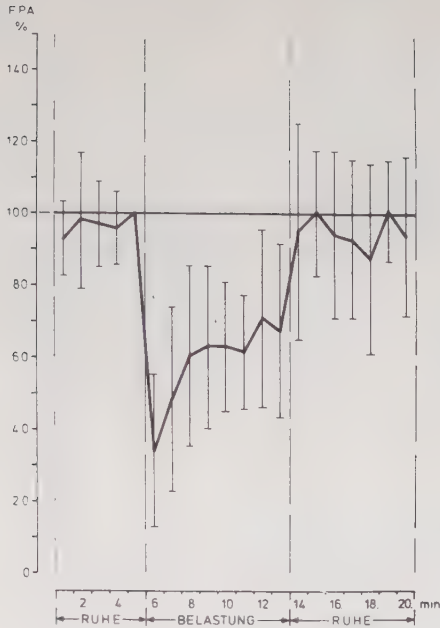


Abbildung 32:

Fingerpulsamplitude der linken Hand von Vp I im Versuch mit kombinierter Belastung aus Lärm, Vibration und statischer Haltearbeit

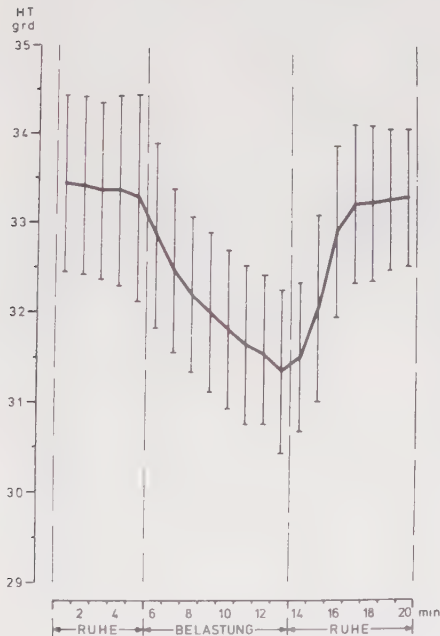


Abbildung 33:

Hauttemperatur an der rechten Hand von Vp I im Versuch mit kombinierter Belastung aus Lärm, Vibration und statischer Haltearbeit

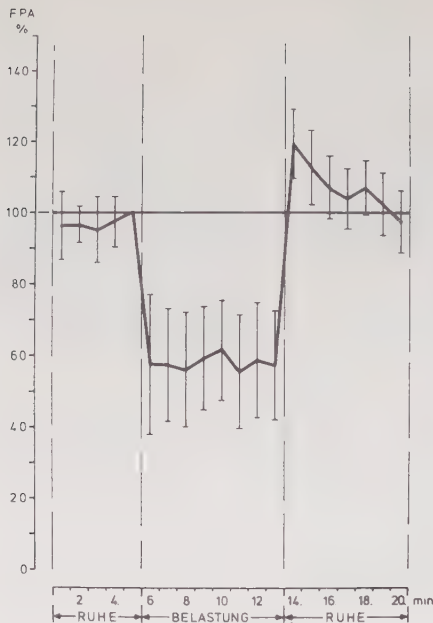


Abbildung 34:

Fingerpulsamplitude
der linken Hand von
Vp II im Versuch mit
kombinierter Belastung
aus Lärm, Vibration
und statischer
Haltearbeit

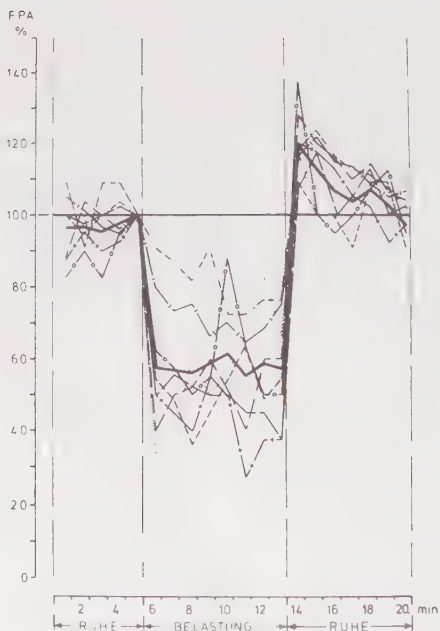


Abbildung 35:

Einzeldarstellung der
Fingerpulsamplituden-
kurven der linken Hand
von Vp II im Versuch
mit kombinierter Be-
lastung aus Lärm,
Vibration und stati-
scher Haltearbeit

für den letzten Wert der Ruhevorphase. Auffallend ist für Vp II außerdem noch die geringe Standardabweichung in der Belastungsphase. Die Ausgangsruhewerte der HT werden nach Absetzen der kombinierten Belastung sehr rasch, schon in der 2. Minute der Erholungsphase, wieder erreicht. Analog zu den Verhältnissen der Fingerpulsamplitudenreaktion der rechten Hand ist für 2 Minuten, wenn auch gegenüber der FPA zeitverzögert, eine Überreaktion der Hauttemperatur mit Werten bis zu $+ 0,33^{\circ}\text{C}$ gegenüber dem Basiswert der 5. Minute und dem Endwert der 20. Versuchsminute feststellbar.

Das Verhalten der Fingerpulsamplitude der linken Hand (Abbildung 37) zeigt bei Vp III einen starken Initialeffekt in der ersten Belastungsminute mit einem Abfall um etwa 60 %. Dieser Wert konnte für Vp III auch im Versuch mit isolierter Lärmbelastung gefunden werden. Für die gesamte weitere Belastungsdauer ist keine wesentliche Rekompensation der Fingerpulsamplitudengröße zu finden. Nach Beendigung der Belastung kommt es zu einer schnellen, in der 2. Erholungsminute vollzogenen, Wiederherstellung der Ruheaussgangssituation der Fingerpulsamplitudengröße für die linke Hand. Eine signifikante Überreaktion konnte nicht so deutlich festgestellt werden. An der rechten Hand liegen, wie schon bekannt, die gefundenen Werte für die beiden ersten Minuten der Erholungsphase höher als zu jedem anderen Zeitpunkt der Vor- und Nachperioden.

In der Darstellung der Mittelwertkurve beträgt der Hauttemperaturabfall (Abbildung 38) für Vp III für die 8. Belastungsminute $- 1,68^{\circ}\text{C}$. In den Einzelversuchen (Abbildung 39) war das Ausmaß des Hauttemperaturabfalles für Vp III unterschiedlich, jedoch immer gegeben. Die gefundenen Werte lagen zwischen $- 1,0^{\circ}\text{C}$ und $- 2,9^{\circ}\text{C}$, bezogen auf die Ruhewerte der 5. Minute.

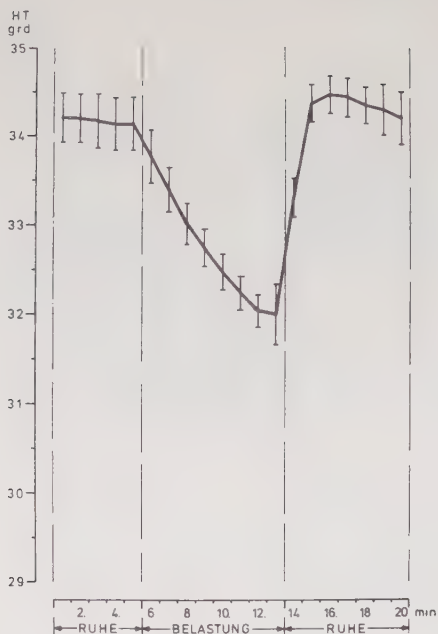


Abbildung 36:

Hauttemperaturkurve
der rechten Hand von
Vp II unter kombinier-
ter Belastung mit
Lärm, Vibration und
statischer Haltearbeit

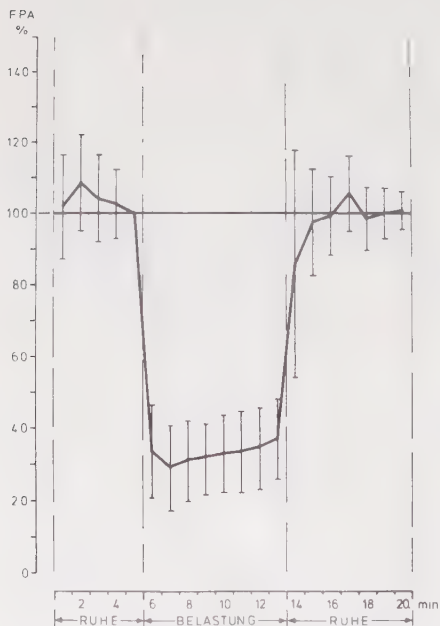


Abbildung 37:

Fingerpulsamplitude
der linken Hand von
Vp III unter kombi-
nierter Belastung mit
Lärm, Vibration und
statischer Haltearbeit

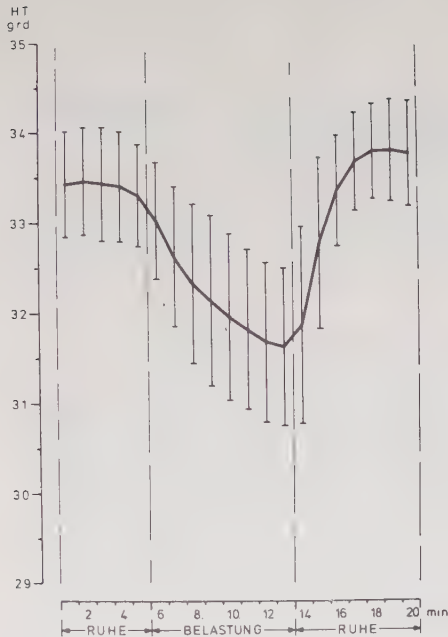


Abbildung 38:

Hauttemperatur der rechten Hand von Vp III unter kombinierter Belastung mit Lärm, Vibration und statischer Haltearbeit

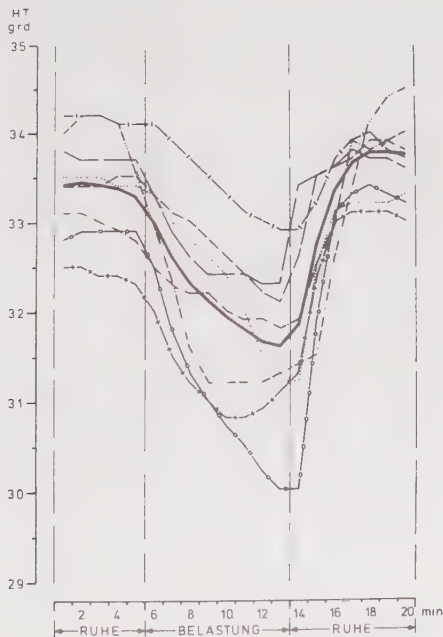


Abbildung 39:

Einzeldarstellung der Hauttemperaturkurven von Vp III unter kombinierter Belastung mit Lärm, Vibration und statischer Haltearbeit

Zusammenfassung der Einzelergebnisse der Versuche mit
kombinierter Belastung

- * Die Fingerpulsamplitudengröße der unbelasteten linken Hand reagiert initial mit Werten zwischen - 40 % und - 70 %.
- * Die Initialreaktion der FPA der jeweiligen Vp entspricht in etwa der Reaktion im Lärmversuch.
- * Im Gegensatz zu den Versuchen mit isolierter Lärmbelastung ist jedoch kaum eine Adaptation der Fingerpulsamplitudenreaktion an die Belastung zu finden.
- * Die Erholungsdauer der FPA für die linke Hand nach Beendigung der Belastung war bei allen Versuchspersonen mit etwa 2 Minuten gleich.
- * Nach Belastungsende konnten für alle Versuchspersonen heftige Überreaktionen der FPA an der rechten Hand in den beiden ersten Erholungsminuten beobachtet werden.
- * Interindividuelle Unterschiede für die Größe der Fingerpulsamplitudenreaktion wurden gefunden.
- * Unter kombinierter Belastung ist der Hauttemperaturabfall in der Regel stärker ausgeprägt als unter alleiniger statischer Belastung. Die Unterschiede sind jedoch nicht signifikant.
- * Bei allen Versuchspersonen betrug die Erholungsdauer für die HT nach Belastungsende etwa 3 Minuten.
- * Interindividuelle Unterschiede in der Reaktionsgröße des HT-Abfalls können beobachtet werden.

5. Diskussion

Die in den beiden Versuchsteilen eingearbeiteten Fragestellungen sollten die akuten Reaktionen der peripheren Durchblutung bei den verschiedenen Einwirkungsarten ermitteln, die typischerweise bei Arbeiten mit Vibrationswerkzeugen auftreten.

Die Symptome dieser Reaktionen bzw. das daraus resultierende Krankheitsbild werden allgemein als Morbus Raynaud bezeichnet. Es ist jedoch besser, von einem Raynaud-Phänomen oder einem dem Morbus Raynaud ähnlichen Krankheitsbild zu sprechen, da es sich bei dem eigentlichen Morbus Raynaud, benannt nach dem französischen Arzt M. RAYNAUD, der dieses Krankheitsbild 1862 als erster beschrieben hat, um eine vorwiegend bei jüngeren Frauen anfallsartig auftretende funktionelle periphere arterielle Durchblutungsstörung der Hände handelt.

In der Medizin spricht man deshalb bei dem in dieser Arbeit untersuchten vibrationsbedingten vasospastischen Syndrom (VVS) von einem sekundären Raynaud-Phänomen, DUPUIS (1982). Dieses sogenannte sekundäre Raynaud-Phänomen findet sich immer infolge einer anderen Grundkrankheit bzw. äußeren Belastungsursache, wie z.B. Sklerodermie, Lupus erythematodes, rheumatoide Arthritis, Kälteagglutininierkrankung, Traumata oder chronischer arterieller Verschlusskrankheit. Das Auftreten dieses sekundären Raynaud-Phänomens, synonym auch als Raynaud-Syndrom oder Weißfingerkrankheit bezeichnet, ist darüber hinaus geschlechtsungebunden, häufig erst in höherem Lebensalter oder nach längerer beruflicher Tätigkeit feststellbar.

Epidemiologische Untersuchungen und Langzeitbeobachtungen hatten in der Vergangenheit schon dazu geführt, daß das VVS zum sekundären Raynaud-Phänomen gezählt wurde und

unter Ziffer 3104 in die Berufskrankheitenverordnung (BeKV) aufgenommen wurde.

Im ersten experimentellen, interindividuell angelegten, Abschnitt A wurden die akuten Auswirkungen auf die periphere Durchblutung ermittelt. Um eine Differenzierung zwischen lokaler Einwirkung wie z.B. der Greifkraft, Andruckkraft und Vibration und allgemeiner Einwirkung, in diesem Fall des Lärms, zu ermöglichen, war es notwendig, die Messungen der Durchblutungsveränderungen sowohl an der belasteten als auch an der unbelasteten Hand vorzunehmen.

Maximale Veränderungen der peripheren Durchblutung wurden bei allen Versuchspersonen im Versuch mit kombinierter Lärm-, Schwingungs- und Haltearbeitsbelastung an der rechten Hand gefunden. Eine Aufschlüsselung in die einzelnen Belastungsformen ergab, daß die Greifkraft den größten Einzeleinfluß auf die Durchblutungsdrösselung hat. Diese Aussage hat natürlich nur bei der vorgegebenen Halte- und Andruckkraftgröße Gültigkeit. Die Aussage von WEICHENRIEDER (1977), daß die statischen Haltearbeitskräfte den größten Einzelbeitrag zur Durchblutungsdrösselung liefern, konnte bestätigt werden.

In der Darstellung der Hauttemperaturkurve in Abbildung 3 findet sich für die Einzelbelastungsform Lärm ebenfalls ein signifikanter Abfall der Hauttemperatur. Aufgrund der zentralnervösen Einwirkungsart muß diese Durchblutungsverminderung als generalisierte Reizantwort des Organismus aufgefaßt werden. Schon LEHNHARDT (1968) fand unter Dauerlärm eine reflektorische, periphere Durchblutungsverminderung. SCHROETER (1980) erklärt diese Reaktion über einen Streßreflex mit Katecholamin- und Corticosteroidausschüttung und daraus resultierender Blutdruckerhöhung.

Eine statistisch abzusichernde Blutdruckerhöhung unter Lärmbelastung konnte im ersten experimentellen Abschnitt jedoch nicht gefunden werden, wenngleich eine geringfügige, in der Tendenz erkennbare, Erhöhung sowohl des systolischen als auch des diastolischen Blutdrucks zu beobachten war.

JANSEN fand 1959 und 1971 bei lärmexponierten Arbeitern mittels Fingerpulsamplitudenmessungen, daß Lärm einen der Vibrationseinwirkung vergleichbaren Einfluß auf die periphere Durchblutung habe. Diese Aussage konnte inhaltlich durch die eigenen Ergebnisse der Fingerpulsamplitudenmessungen bestätigt werden. Die Fingerpulsamplitude der linken, unbelasteten Hand reagierte signifikant mit einem initialen Amplitudengrößenabfall von etwa 60 %. An der rechten Hand fanden sich erwartungsgemäß die gleichen Veränderungen.

Wenn KLOSTERKÖTTER (1975) den Lärmeinfluß bei der Entstehung des VVS verneint, so steht dies im Widerspruch zu den hier gefundenen initialen Reaktionen. Die Aussage KLOSTERKÖTTERS, daß zur Frage des Auftretens extraauraler Gesundheitsstörungen durch Arbeitslärm keine sichere Antwort gegeben werden kann, darf nach den Ergebnissen der initialen Durchblutungsverminderung unter Lärmeinfluß, feststellbar anhand der Fingerpulsamplitudengröße und dem Hauttemperaturabfall, selbst bei kritischer Wertung der gefundenen Ergebnisse, in dieser Absolutheit nicht aufrechterhalten werden.

In den Experimenten des Versuchsteiles A wurden durch die Fingerpulsamplitudenmessung (Plethysmographie), Wärmeleitfähigkeitsmessung (Fluvographie) und Hauttemperaturmessungen (HT) übereinstimmend Reaktionen vaskulärer Art unter Lärmbelastung erkennbar gemacht.

Da jedoch, wie schon beschrieben, die Fingerpulsamplitudengröße der rechten Hand unter Vibrationsbelastung nicht ermittelt werden konnte, ist eine endgültige Aussage über die absolute Größenordnung der FPA-Reaktion im Vergleich zwischen Lärm- und Vibrationseinwirkung nicht möglich gewesen. Die Vibration hat, wie aus den Kurven der WLR in Abbildung 3 zu entnehmen ist, einen zusätzlichen Effekt auf die periphere Durchblutungsverminderung im Vergleich zur reinen statischen Haltearbeitsbelastung in der Größenordnung von etwa 20 %.

Unter Vibrationsbelastung ließen sich akute Durchblutungsveränderungen bei den Versuchspersonen feststellen. Die gefundenen Veränderungen waren größtmäßig jedoch geringer als die Beeinflussung durch die Greifkraft.

WEICHENRIEDER (1977) fand, daß die gefundenen Werte der Fingerpulsamplitudengröße unter Lärm und unter Schwingungsbelastung sogar als addierte Einzelgrößen den unter kombinierter Lärm-, Schwingungs- und Vibrationsbelastung gefundenen Werten entsprechen.

Bei den jetzt durchgeführten Versuchen kann die Aussage über die Addition der Einzelbelastungen immerhin als Tendenz im Verhalten der Hauttemperatur an der rechten Hand gefunden werden (Abbildung 3). In Übereinstimmung mit der zweiten Aussage von WEICHENRIEDER (1977), daß am Beispiel der Hauttemperaturveränderung nur 50 % der erwarteten Größenveränderung gefunden werden konnte, ist das Ergebnis bei der Hauttemperaturmessung numerisch unteradditiv, HENKEL und WAGNER (1978).

Zusammenfassend läßt sich zum ersten experimentellen Abschnitt feststellen, daß die vorgewählten Belastungsformen Lärm, statische Haltearbeitsbelastung mit und ohne Vibrationsbelastung und kombinierte Belastung aus Lärm,

statischer Haltearbeit und Vibration bei allen Versuchspersonen zu signifikanten Veränderungen der peripheren Durchblutung führen. Der größte Effekt wurde erwartungsgemäß im Versuch mit kombinierter Belastung gefunden. Numerisch additive Wirkungen, HENKEL und WAGNER (1978), der Einzelbelastungsgrößen werden nicht festgestellt. Die Wirkungen der Einzelbelastungen im Vergleich zum Versuch mit allen Belastungen in Kombination sind numerisch unteradditiv, HENKEL und WAGNER (1978).

Die Greif- und Andruckkraft hat den größten lokalen Einzeleffekt, der Lärm den größten generalisierten Effekt. Die Vibrationseinwirkung und die statische Haltearbeitsbelastung haben auch einen geringen generalisierten Effekt, der aus dem Mitreagieren der unbelasteten linken Hand bei den entsprechenden Versuchen festgestellt werden konnte. Die größte Wirkung der Vibration liegt in der Verstärkung des lokalen Effektes der Durchblutungsdröselung an der rechten Hand.

Anhand der graphischen Darstellung der Einzelergebnisse im zweiten experimentellen Abschnitt B, der zur Abklärung der Größenordnung der intraindividuellen physiologischen Schwankungsbreite angeschlossen wurde, ist erkennbar, daß die Aussagen des ersten experimentellen Teils voll gültig sind.

Ruheschwankungen der Hauttemperatur im Einzelfall bis maximal $0,2^{\circ}\text{C}$ im Mittelwert konnten beobachtet werden. Die Mittelwertkurven der Versuchspersonen unter Ruhebedingungen erlauben die Aussage, daß für die Hauttemperatur bei konstanten Umgebungsbedingungen keine größeren Veränderungen zu erwarten sind. Hauttemperaturveränderungen von mehr als $0,2^{\circ}\text{C}$ unter den einzelnen Belastungsformen sind daher für den Einfluß dieser Einwirkungen auf die periphere Durchblutung für sich allein schon beweisend.

Bei der vegetativ gesteuerten Größe der Fingerpulsamplitude wird unter Berücksichtigung der ermittelten physiologischen Schwankungsbreite von $\pm 20\%$ ebenso ein verwertbares konstantes Verhalten gefunden, so daß darüberhinausgehende Veränderungen der Amplitudengröße ebenso beweiskräftig für periphere Durchblutungsveränderungen unter den vorgegebenen Belastungsformen sind. Bei den jeweiligen Einzelbelastungsformen fanden sich bei den Versuchspersonen im zweiten experimentellen Abschnitt die schon im ersten experimentellen Abschnitt gefundenen Veränderungen. Interindividuelle Größenunterschiede in der Reaktion der jeweiligen Versuchspersonen im Vergleich untereinander waren feststellbar. Aus diesem Grund sind im Gegensatz zu den Darstellungen in den Abbildungen 2 und 3, die die Ergebnisse von 5 Versuchspersonen darstellen, größere Veränderungen der peripheren Durchblutungsparameter in einzelnen graphischen Darstellungen des Versuchsteiles B dokumentierbar, was das Vorliegen von interindividuellen Unterschieden in der Reaktionsgröße belegt.

Die Reaktionen der einzelnen Versuchspersonen auf die vorgegebenen Belastungsformen waren gegeben und statistisch signifikant abzusichern, so daß für die vorgegebenen Belastungsformen ein Einfluß auf die periphere Durchblutung in Form einer akuten Reaktion bestätigt werden kann.

Die bei den drei Versuchspersonen festgestellten intra-individuellen Schwankungen in Abhängigkeit von den Versuchstagen folgen einem eindeutigen zeit- und belastungsabhängigen Trend.

Aus den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit, die sich mit akuten peripheren Durchblutungsveränderungen unter verschiedenen Belastungsarten befaßte und die physiologische

Schwankungsbreite der Veränderungen ermitteln sollte, ist abschließend festzustellen:

- * Die vasomotorischen Reaktionen stellen sich unter isolierter Lärmbelastung in ihrem Kurvenverlauf anders dar als unter Belastung durch Vibration und statische Haltearbeit. Sie sind durch einen vorwiegend initialen Effekt gekennzeichnet.
- * Die Veränderungen, die unter reiner statischer Haltearbeitsbelastung beobachtet werden können, finden sich in dieser Größenordnung nur für die belastete Hand. Der lokale Einfluß durch die Muskelkompression muß hier als maßgebliche Einflußgröße angesehen werden.
- * Vibrationsbelastung hat einen vorwiegend lokalen und, wenn auch geringeren, zentralen Einfluß auf die periphere Durchblutung.
- * Unter gleichzeitiger Einwirkung aller Belastungsgrößen kommt es zu den größten vasomotorischen Reaktionen der peripheren Blutgefäße an den Händen.
- * Die vasomotorischen Reaktionen unter kombinierter Belastung haben somit einen synergistischen Effekt, zeigen jedoch keine numerisch additive Wirkung der Einzelkomponenten auf die Gesamtveränderung.
- * Im Hinblick auf technische Präventionsmaßnahmen sollte eine Verringerung der Lärmemission motorbetriebener Arbeitsgeräte gefordert werden. Ferner kann eine Gewichtsverringerung handgeführter Arbeitsgeräte die Folgen statischer Haltearbeitsbelastung auf die periphere Durchblutung verringern. Durch geeignete Schwingungsdämpfer kann die Vibrationsbelastung solcher Arbeitsgeräte weiter verringert werden.

* Als Maßnahmen arbeitsmedizinischer Prävention könnten Hauttemperaturmessungen mit Thermofühlern oder die Infrarotthermographie in Verbindung mit Kälteprovokationstests zur Erkennung von Frühschäden oder Disposition zum vibrationsbedingten vasospastischen Syndrom dienen, da die Hauttemperatur sich als die Meßgröße mit der geringsten interindividuellen und intraindividuellen Schwankung erwiesen hat. Außerdem ist die Hauttemperatur mit relativ geringem technischen Aufwand zu bestimmen und zeigte bei allen mit dem vibrationsbedingten vasospastischen Syndrom in Beziehung stehenden Reizformen eine signifikante Änderung. Die Infrarotthermographie als neue diagnostische Untersuchungsmethode ist zwar kostenaufwendiger, führt aber zu einem in diagnostischer Hinsicht wichtigen Wärmeverteilungsbild der gesamten Hand, WOELKE-SEIDL (1982).

Literaturverzeichnis

- AHO, K.: Vibration measurements of chain saws. Work.Environ.Hlth. 7, 1-2 (1970)
- ARAKI, S., T. HOMMA und K. AOYAMA: Peripheral nerve conduction velocities in chain saw operators. Jap.Industr. Hlth. 18, 516-520 (1976)
- ASHE, W.F., W.T. COOK und J.W. OLD: Raynaud's phenomenon of occupational origin. Arch.Environ.Hlth. 5, 333-343 (1962)
- BMAS, Bundesministerium für Arbeit und Sozialordnung: Merkblätter für die ärztliche Untersuchung zu der Nr. 2104 der Anlage 1 zur Berufskrankheitenverordnung (BeKV), Bek. des BMAS vom 10.7.1979
- Bundesgesetzblatt: Verordnung zur Änderung der 7. BeKV vom 8.12.1976
- CHANG, C.P.: Cold water immersion test in patients with vibration disease. Jap.Industr.Hlth. 18, 453-463 (1976)
- DIECKMANN, D. und H. SCHEFFLER: Die Vibrationsbelastung des Menschen beim Arbeiten mit Motorsägen. VDI-Z. 9, 377-380 (1956)
- DUPUIS, H., E. HARTUNG und H. IWATA: Übertragung von Horizontalschwingungen auf das Hand-Arm-System. Ergonomics 16, 3, 324 (1973)
- DUPUIS, H., E. HARTUNG, M. HEINZ und A. WEICHENRIEDER: Biomechanisches Verhalten, Muskelreaktion und periphere Durchblutung des Hand-Arm-Systems unter Schwingungsbelastung. Arbeiten aus dem MPI für Landarbeit und Landtechnik, Bad Kreuznach, Heft A-76-2 (1976)
- DUPUIS, H., E. HARTUNG und W. HAMMER: Biomechanisches Verhalten, Muskelreaktion und subjektive Wahrnehmung bei Schwingungserregung der oberen Extremitäten zwischen 8 und 80 Hz. Int.Arch.Occup.Environ.Hlth. 37, 9-34 (1976)
- DUPUIS, H. und A. WEICHENRIEDER: Beeinflussung der peripheren Hautdurchblutung durch mechanische Schwingungen und Lärm. Ber. 17. Jahrestagung d. Dtsch. Gesellschaft f. Arbeitsmedizin e.V. Kiel, Gentner Stuttgart, 159-168 (1977)

- HAMILTON, A.: U.S. Department of Labor Bureau of Labor Statistics Bulletin, no. 236, 53 (1918)
- HAMILTON, A.: A vasomotor disturbance in the fingers of stonecutters. Arch.Gewerbepath.Gewerbehyg. 1, 348-358 (1930)
- HELLSTRÖM, B. et al.: Finger blood circulation in forest workers with Raynaud phenomena of occupational origin. Int.Z.ang.Physiol. 29, 18-28 (1970)
- HELLSTRÖM, B. und K. MYHRE: A comparison of some methods of diagnosing Raynaud phenomena of occupational origin. Brit.J.Industr.Med. 28, 272-297 (1971)
- HELLSTRÖM, B. und K. LANGE-ANDERSON: Vibration injuries in Norwegian forest workers. Brit.J.Ind.Med. 29, 255-263 (1972)
- IWATA, H., Y. KATAGIRI und K. OHSIMA: Skin temperature and hyperemia time measurement by nail press procedure in detecting abnormality of dynamics of peripheral circulation in the vibration disease. Jap.J.Ind.Hlth. 16, 463-468 (1974)
- JANSEN, G.: Zur Entstehung vegetativer Funktionsstörungen durch Lärmeinwirkung. Arch.Gewerbepath.Gewerbehyg. 17, 238-261 (1959)
- JANSEN, G.: Nachweis von Lärmwirkungen. Zbl.Bakt.Hyg. I.Abt.Orig.B. 315-325 (1971)
- KLOSTERKÖTTER, W.: Lärmwirkung - Erkenntnisse und Aufgaben der Lärmwirkungsforschung. Wärme-Kälte-Schall, 19, 18-31 (1974)
- KLOSTERKÖTTER, W.: Arbeitsmedizinische Gesichtspunkte bei der Arbeit mit Motorsägen unter besonderer Berücksichtigung von Lärm und Abgasen. Allg.Forst-Z. 29, 1133-1138 (1974)
- KLOSTERKÖTTER, W.: Extraaurale Lärmwirkungen durch Arbeitslärm. Arbeitsmed.Sozialmed.Präventivmed. 9, 68-70 (1975)
- KLOSTERKÖTTER, W. et al.: Änderung der peripheren Durchblutung bei Arbeiten mit Motorsägen. Forschungs-Ber. V 8-5615.4 für das Bundesministerium für Arbeit und Sozialordnung (1974)
- KNIEB, H.: Vibrationsbedingte Durchblutungsstörungen der Hände bei Gußputzern. Moderne Unfallverhütung 25, 97-102 (1981)

- KOTANI, A., S. MIYATA und H. IWATA: Vibratory sense threshold of chain-saw operators. Jap.J.Hyg. 31, 583-588 (1976)
- KYLIN, B. und I.M. LIDSTRÖM: Håso-och miljöundersökning bland skogsarbetare Arbetsmedicinska Institutet. AI-rapport 5, 44-62 (1968)
- LEHMANN, G. und J. TAMM: Die Beeinflussung vegetativer Funktionen des Menschen durch Geräusche. Westdeutscher Verlag Köln u. Opladen, H. 257 (1956)
- LEHNHARDT, E. und J. BÜCKING: Lärmpausen - eine Möglichkeit zur Prophylaxe der Lärmschwerhörigkeit. Int. Arch.Gew.Path.Gew.Hyg. 25, 65-74 (1968)
- LIDSTRÖM, I.M.: Periphere Kreislauf- und Nervenfunktionsstörungen bei Personen, die Vibrationsstörungen über die Hände ausgesetzt sind. Arbeitsmed.Sozialmed.Präventivmed. 9, 242-244 (1974)
- LORIGA, G.: Il lavoro coi matrelli pneumatici. Bool. inspett.lavoro 2, 35 (1911)
- MAGOS, L. und G. OGOS: Raynaud's phenomenon. The situation in the Hungarian iron steel and engineering industry. Arch.Environ.Hlth. 7, 341-345 (1963)
- MATOKA, T. et al.: Pathophysiology of vibration disease. Jap.Industr.Hlth. 17, 11-18 (1975)
- MIDDLETON, E.A.: Ann.Rep.Heth.Med.Serv. Chief Insp.Fact. 119 (1930)
- MIURA, T., K. KIMURA und Y. TOMINAGA: On the Raynaud's phenomenon of occupational origin due to vibrating tools. J.Science of Labor 11, 725 ff (1966)
- PELLEGRINI, P. et al.: A study of the anatomical substrate of occupational microangiopathy caused by vibrating instruments. Med.Lavoro 59, 180-208 (1968)
- PYYKKÖ, J.: The prevalence and symptoms of traumatic vasospastic disease among lumberjacks in Finland - A Field Study. Work.Environ.Hlth. 11, 118-131 (1974)
- PYYKKÖ, J.: A physiological study of the vasoconstrictor reflex in traumatic vasospastic disease. Work.Environ.Hlth. 11, 170-186 (1974)
- PYYKKÖ, J. und J. HYVÄRINEN: The physiological basis of the traumatic vasospastic disease: A sympathetic vasoconstrictor reflex triggered by high frequency vibration? Work.Environ.Hlth. 10, 36-47 (1973)

- RAYNAUD, M.: Selected monographs. New Sydenham Soc., London 121 (1862)
- SCHMIDT, R.F. und G. THEWS: Einführung in die Physiologie des Menschen. Springer-Verlag, 18. Ausg. (1976)
- SCHROETER, W.: Physiologische Ursachen und pathologische Auswirkungen von Vibration und Lärm auf den Organismus des Waldarbeiters. Mitt. d. Forstlichen Versuchs- und Forschungsanstalt Baden-Württ., Freiburg, 95 (1981)
- TAYLOR, W.: The vibration syndrome. Acad.Press.London (1974)
- TAYLOR, W. und P.L. PELMEAR: Vibration white finger in industry. Acad.Press.London (1975)
- TAYLOR, W., J.C.G. PEARSON und G.D. KNEIGHLEY: A longitudinal study of Raynaud's phenomenon in chain saw operators. Proc.Int.Occup.Hand-Arm-Vibr.Conf. Cincinnati, 69-76 (1977)
- TIILIA, M.: A preliminary study of the "white finger" syndrome in lumberjacks, using thermographic and other diagnostic tests. Work-Environ.Hlth. 7, 85-87 (1970)
- TREIBERG, B. et al.: Effects of power saw vibrations on forest workers. Dept. Occ.Efficiency Royal College (1964)
- WEICHENRIEDER, A.: Die Belastung des Menschen durch Hand-Arm-Vibration und Lärm, sowie deren Auswirkung auf die Hörfähigkeit und die Durchblutung der Hände. Diss. TH München (1977)
- WOELKE-Seidl, E.: Epidemiologische Untersuchungen zum vibrationsbedingten vasospastischen Syndrom bei Motorsägeführern. Med. Diss. Univ. Mainz (1982)

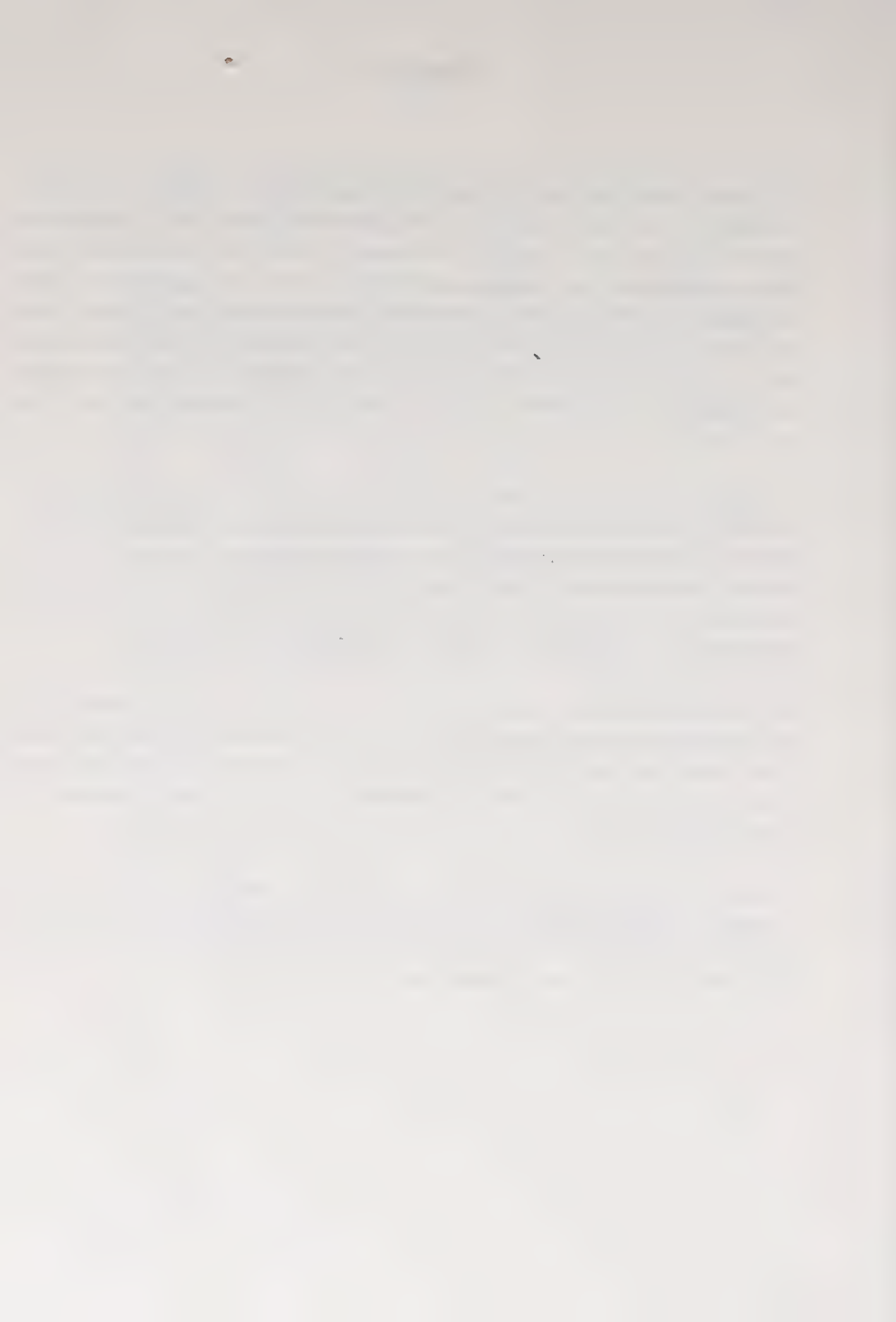
Zusammenfassung

In einer experimentellen Untersuchung wurde zunächst im ersten Abschnitt zu der Frage akuter Veränderungen der peripheren Fingerdurchblutung Stellung genommen, die bei Einwirkung von Lärm, Vibration und statischer Haltearbeit in typischer Weise auftreten. Hierzu wurden im ersten Teilabschnitt an 5 männlichen Versuchspersonen mit jeweils einer Wiederholung die Veränderungen der peripheren Durchblutung anhand der Ergebnisse für die Wärmeleitfähigkeit der Haut, der Fingerpulsamplitudengröße und der Hauttemperatur ermittelt.

In einem zweiten Teilabschnitt wurde zur Frage der intraindividuellen (physiologischen) Schwankungsbreite Stellung genommen. Hierzu wurden mit 3 männlichen Versuchspersonen insgesamt 96 Versuche durchgeführt. Jede einzelne Belastungsart wurde 7 mal wiederholt. Beide Versuchsteile fanden unter Laborbedingungen statt und bedienten sich simulierter Motorsägenarbeit.

An Ergebnissen fand sich, daß die einzelnen Belastungsfaktoren, Lärm, statische Haltearbeit und Vibrationsbelastung jeweils schon für sich selbst zu signifikanten Durchblutungsverminderungen führen. Die Einzelbelastungsveränderungen waren jedoch numerisch unteradditiv.

Anhand der vorliegenden Arbeit ließ sich zeigen, daß die Handhabung lärmerzeugender, vibrierender und handgeführter Arbeitsgeräte, dargestellt am Beispiel der Motorsäge, zu signifikanten Veränderungen der peripheren Durchblutung führt.



Lebenslauf

27.9.1952	Geboren in Bad-Kreuznach, Rheinland-Pfalz, als Sohn des Arztes Dr. Heinz Ess und der Ärztin Dr. Gretel Ess als erstes von sechs Kindern
1959-1963	Besuch der Volksschule "Ringschule" in Bad-Kreuznach
1963-1970	Besuch des altsprachlichen Zweiges des staatl. Gymnasiums "An der Stadtmauer" in Bad-Kreuznach
1970-1973	Besuch des altsprachlichen Zweiges der "Heimschule "Lender" in Sasbach/Achern in Bad-Württemberg
1973	Reifeprüfung an der Heimschule Lender
1973	Beginn des Studiums an der Johannes Gutenberg-Universität in Mainz in den Fächern Physik und Chemie
1975	Beginn des Studiums der Human-Medizin an der Johannes Gutenberg-Universität in Mainz
1979	Heirat mit Angela Morschhäuser, Studentin
März 1980	2. med. Staatsexamen
1980-1981	Ableistung des med. prakt. Jahres im Hildegardis-Krankenhaus in Mainz
Okt. 1981	3. med. Staatsexamen
Nov. 1981	Approbation als Arzt
15.11.1981 bis 31.12.1981	Tätigkeit als Praxisassistent in der Allgemeinärztlichen Praxis von Frau Dr. Gretel Ess in Bretzenheim/ Kreis Bad-Kreuznach
seit Jan. 1982	Tätigkeit als Assistenzarzt der Abtl. für Innere Medizin des Krankenhauses St. Marienwörth, Bad-Kreuznach

Ludwig Ess
Bleichstr. 25
6550 Bad-Kreuznach

Mai 1983

